

UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA



CARRERA DE ESPECIALIZACIÓN EN ORTODONCIA

TRABAJO INTEGRADOR FINAL:

**ESTUDIO COMPARATIVO AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE
BARRIDO DEL DESGASTE DEL SLOT DE LOS BRACKETS DE
ZAFIRO AL INICIO Y FINALIZACIÓN DEL TRATAMIENTO DE
ORTODONCIA.**

ALUMNA: OD. RUIZ VALERIA

DIRECTORA: PROF. MG. PERDOMO STURNIOLO IVANA LORENA

AÑO 2018



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
CARRERA DE ESPECIALIZACION EN ORTODONCIA

TRABAJO INTEGRADOR FINAL


Perteneciente a:

OD. RUIZ VALERIA



DIRECTORA: PROF. MG. PERDOMO STURNIOLO IVANA LORENA

AÑO 2018




UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

TITULO



TITULO

ESTUDIO COMPARATIVO AL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO
DEL DESGASTE DEL SLOT DE LOS BRACKETS DE ZAFIRO AL INICIO Y
FINALIZACIÓN DEL TRATAMIENTO DE ORTODONCIA.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

AGRADECIMIENTOS




Quisiera agradecer en primera instancia a los docentes de la Carrera de Especialización de Ortodoncia de Facultad de Odontología de la Universidad Nacional de La Plata que me han brindado los conocimientos para crecer día a día en esta especialidad tan fascinante como es la ortodoncia.

Al Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF del Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata por la ayuda, la buena predisposición y la paciencia para realizar este trabajo.

Agradezco especialmente a mi directora de tesis, Ivana Perdomo, quien siempre me ha ayudado con una sonrisa con buena energía y fue una motivación constante no solo para este trabajo sino para toda la carrera.

A mis padres, Ana y Daniel, y a mi hermano, Sebastián, tres pilares incondicionales en mi vida que siempre me sostuvieron y me alentaron en cada paso que di en la vida y me enseñaron que con esfuerzo y trabajo todo se logra.

A mis amigos siempre presentes.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

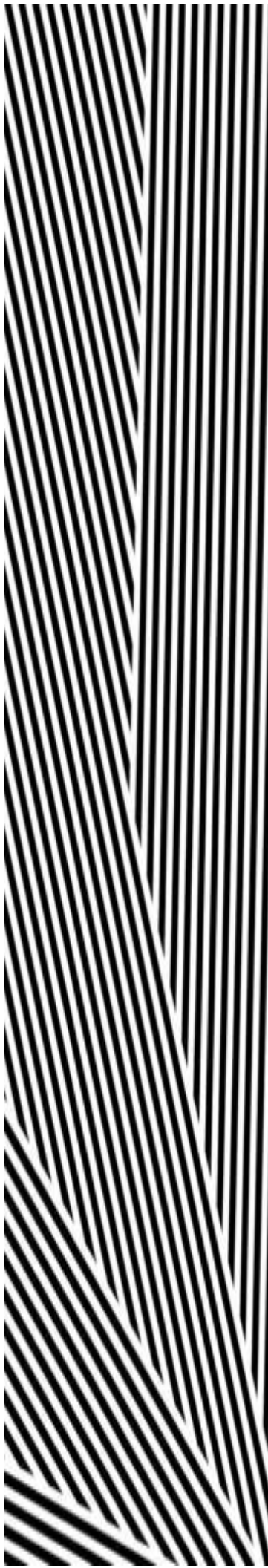
INDICE GENERAL



Título.....	1
Agradecimientos.....	2
Indice general.....	3
Índice de gráficos.....	5
Índice de tablas.....	8
Índice de ilustraciones.....	11
Introducción.....	19
Marco Teórico.....	30
Hipótesis.....	80
Objetivos.....	81
Material.....	82



Métodos.....	84
a. Diseño metodológico.....	99
b. Universo y muestra.....	100
c. Plan de tabulación y análisis de los resultados.....	101
d. Planilla de recopilación de datos.....	102
Resultados.....	103
Discusión.....	132
Conclusiones.....	135
Referencias bibliografías.....	136



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

INDICE DE GRAFICOS



Gráfico 1. Comparación de la medida externa del slot de los brackets entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	106
Gráfico 2. Comparación de la medida media del slot de los brackets entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	107
Gráfico 3. Comparación de la medida interna del slot de los brackets entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	108
Gráfico 4. Medida interna del slot de los brackets del grupo incisivo realizando una comparación entre los valores de los brackets con uso y sin uso. Fuente Secundaria.....	110
Gráfico 5. Comparación de la medida externa del slot de los brackets de caninos entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	112
Gráfico 6. Comparación de la medida media del slot de los brackets de caninos entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	113
Gráfico 7. Comparación de la medida interna del slot de los brackets de caninos entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	114



Gráfico 8. Comparación de la medida externa del slot de los brackets del sector posterior entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	116
Gráfico 9. Comparación de la medida media del slot de los brackets del sector posterior entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	118
Gráfico 10. Comparación de la medida interna del slot de los brackets del sector posterior entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	118
Gráfico 11. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	121
Gráfico 12. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets del sector anterior con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	122
Gráfico 13. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets del grupo canino con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	123
Gráfico 14. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets del sector posterior con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....	124



Gráfico 15. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets superiores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....125


Gráfico 16. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets inferiores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....126

Gráfico 17. Comparación de las medidas externa, media e interna de todos los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.....128

Gráfico 18. Distancia promedio externa del slot de los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.....129

Gráfico 19. Distancia promedio media del slot de los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.....130

Gráfico 20. Distancia promedio interna del slot de los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.....131



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

INDICE DE TABLAS



Tabla 1. Especificaciones de movimientos de primer orden o in- out en la técnica MBT expresado en pulgadas. U1: incisivos centrales superiores. U2: incisivos laterales superiores. U3: caninos superiores. U4: primer premolar superior. U5: segundo premolar superior. L1: incisivos centrales inferiores. L2: incisivos laterales inferiores. L3: caninos inferiores. L4: primer premolar inferior. L5: segundo premolar inferior. Fuente secundaria: Catalogo American Orthodontics.....43

Tabla 2. Valores específicos de la prescripción MBT en comparación con otras prescripciones dentro de una misma marca comercial (AO). Fuente secundaria: catálogo American Orthodontics.....46

Tabla 3. Espectograma realizado en un bracket de pieza dentaria 11 que muestra la composición química de la estructura de un bracket de zafiro de la marca comercial American Orthodontics. Fuente Primaria.....67

Tabla 4. Espectograma realizado en un bracket de pieza dentaria 12 que muestra la composición química de la estructura de un bracket de zafiro de la marca comercial American Orthodontics. Fuente Primaria.....67

Tabla 5: Modelo de tabla para la recolección de datos obtenidos de la medición de los brackets en el microscopio electrónico de barrido. Grupo 1: brackets sin uso clínico. Grupo 2: brackets con uso clínico. Fuente Primaria.....102



Tabla 6. Planilla de datos con las medidas lineales del slot de los brackets y la presencia o no de porosidades en la superficie de la estructura del material. Grupo 1: brackets sin uso clínico. Grupo 2: brackets con uso clínico. Fuente Primaria.....103

Tabla 7. Medidas del slot de los brackets de cada grupo dentario. Grupo muestra 1: bracket sin uso clínico. Grupo muestra 2: Brackets con uso clínico. Fuente Primaria.....104

Tabla 8. Cuadro comparativo de las medidas del slot en altura externa, media e interna entre los brackets con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....105

Tabla 9. Cuadro comparativo de las medidas del slot en altura externa, media e interna entre los brackets de incisivos superiores e inferiores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....109

Tabla 10. Cuadro comparativo de las medidas del slot externa, media e interna entre los brackets de caninos con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....111


Tabla 11. Cuadro comparativo de las medidas del slot externa, media e interna entre los brackets de premolares con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.....115



Tabla 12. Comparación de las medidas del slot de todos los brackets superiores analizados en la muestra. Fuente Secundaria.....119

Tabla 13. Comparación de las medidas del slot de todos los brackets inferiores analizados en la muestra. Fuente Secundaria.....120

Tabla 14. Comparación entre las tres medidas tomadas interna, media y externa de todos los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.....127



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

**INDICE DE
ILUSTRACIONES**



Ilustración 1. Fotografía de un bracket de zafiro indicando sus partes constitutivas. Fuente Primaria.....	20
Ilustración 2. A. Fotografía en la que se observa la base de un bracket de zafiro mediante el cual se adhiere al esmalte dental. B. Fotografía de un bracket de zafiro en la que se observa la ranura y las aletas con mayor detalle. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	21
Ilustración 3. Fotografía de un caso clínico mostrando el ligado entre brackets y arco mediante elastómeros. Fuente Primaria.....	22
Ilustración 4. Fotografía de un caso clínico mostrando el ligado del bracket al arco mediante ligaduras de alambre delgado de 0.020 pulgadas en el maxilar superior. Fuente Primaria.....	22
Ilustración 5. Fotografía de un caso clínico mostrando brackets de autoligado. Fuente Primaria.....	23
Ilustración 6. Esquema de movimiento de in out. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.....	24



Ilustración 7. Esquema de movimiento de inclinación o Tip. Fuente secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.....	25
Ilustración 8. Esquema de movimiento de torque. Fuente secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.....	26
Ilustración 9. Arco de expansión creado por Pierre Fauchard. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Rev. latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.....	30
Ilustración 10. Esquema del arco E creado por el Dr. Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.....	31
Ilustración 11. Esquema de pin y tubo creado por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.....	32
Ilustración 12. Esquema del arco cinta creado por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.....	33



Ilustración 13. Evolución de los brackets creados por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.....	34
Ilustración 14. Bracket Edgwise creado por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.....	35
Ilustración 15. Prescripción en la técnica MBT de movimientos de segundo orden o angulación. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.....	44
Ilustración 16. Prescripción en la técnica MBT de movimientos de tercer orden o torque. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.....	45
Ilustración 17. Fotografía de bracket de zafiro ligado mediante elastómero a una sección de arco de alambre de acero de 0.019 x 0.025 pulgadas. Obsérvese los ángulos redondeados en la base de la ranura del bracket y su adaptación con el arco. Fuente Primaria.....	50



Ilustración 18. Puntos X Y en la interrelación arco bracket durante el deslizamiento.
Fuente secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.....52

Ilustración 19. Fotografías de brackets de zafiro al microscopio electrónico de barrido.
Obsérvese los ángulos redondeados a nivel de la ranura o slot. Fuente Primaria.....54

Ilustración 20. Fotografías al microscopio electrónico de barrido de la ampliación a nivel
del ángulo de slot de brackets de zafiro mostrando la forma redondeada de las paredes.
Fuente Primaria.....55

Ilustración 21. Puntos X Y en la interrelación arco bracket. Fuente Secundaria: Mecánica
Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.....57

Ilustración 22. Fotografía al microscopio electrónico de barrido de un bracket de zafiro
retirado luego de un tratamiento de ortodoncia finalizado donde se observa la ruptura
del borde inferior del slot. Fuente Primaria.....65

Ilustración 23. Fotografía al microscopio electrónico de barrido de la ruptura de la
estructura de un bracket de zafiro retirado luego de finalizado el tratamiento de
ortodoncia. Fuente Primaria.....65



Ilustración 24. Fabricación del cristal de zafiro. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	69
Ilustración 25. Fotografía de la fabricación del cristal de zafiro y la obtención del boule de zafiro. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	69
Ilustración 26. Sección del boule de zafiro listo para ser maquinado. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	70
Ilustración 27. Detección de la orientación del hilo antes de cortar en varillas. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	71
Ilustración 28. Corte del boule de zafiro. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	71
Ilustración 29. Ranura de corte. La ranura del arco se hace de la misma manera. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	72
Ilustración 30. Mecanizado del radio de base utilizando una fresadora CNC. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	72



Ilustración 31. Inspección del perfil y las aletas del bracket. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	73
Ilustración 32. Estructura de la base del bracket mostrando los fragmentos de alúmina irregulares para una mejor mecánica de adhesión al esmalte dentario. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	74
Ilustración 33. Fotografías comparativas al microscopio electrónico de la superficie del bracket sin y con tratamiento térmico. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	75
Ilustración 34. Fotografías de un bracket de zafiro en el resultado final de su manufactura. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	76
Ilustración 35. Fotografías de brackets de zafiro mostrando el grosor y perfil de las aletas redondeado, slot y perfil de la base. Fuente Secundaria: American Orthodontics.....	77
Ilustración 36. Fotografía de un juego de brackets de zafiro prescripción MBT marca comercial American Orthodontics. Fuente Primaria.....	84



Ilustración 37. Fotografía de la preparación de los brackets para ser observados en el microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.....	85
Ilustración 38. Fotografía de la manipulación de los brackets para ser observados en el microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.....	86
Ilustración 39. Fotografía de la colocación de las muestras para ser llevadas al microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.....	87
Ilustración 40. Fotografía de las muestras en el microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.....	88
Ilustración 41. Fotografía de la observación de las muestras al microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.....	89
Ilustración 42. Fotografía del microscopio electrónico de barrido. Fuente Secundaria: Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.....	90



Ilustración 43. Fotografía de EDAX. *EDS*: Energy Dispersive Spectrometer, *EDX*: Energy Dispersive X-Ray. Fuente Secundaria: Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.....95

Ilustración 44. Fotografía al microscopio electrónico de barrido de la vista sagital de la ranura del bracket de la pieza dentaria 12 en un bracket de zafiro sin uso clínico con las medidas lineales trazadas. Fuente Primaria.....97



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

INTRODUCCIÓN



La ortodoncia, etimológicamente procede de un término introducido por Defoulon en el año 1841 derivado de los vocablos griegos *orto* (recto) y *odontos* (diente). ¹ Es una disciplina dentro de la odontología que tiene por objetivo el estudio, la prevención y corrección de las anomalías de posición de los dientes y alteraciones de la oclusión de los maxilares y por ende de la armonía dentomaxilofacial con el fin de restablecer la oclusión y funciones bucales normales que conducirán al equilibrio de las proporciones y la estética facial.

El movimiento ortodoncico es el resultado de la aplicación de fuerzas a las piezas dentarias a través de dispositivos especialmente diseñados para el trabajo clínico para almacenar energía y devolverla y así producir el efecto deseado. Las piezas dentarias y sus estructuras de sostén asociadas responden a las fuerzas con una reacción biológica compleja involucrando procesos de reabsorción y remodelación ósea que dan por resultado el movimiento del diente a través del hueso. ^{2, 3, 4, 5.}

Para que este fenómeno fisiológico ocurra se implementan materiales que son deformados dentro de su rango elástico, como son los arcos de ortodoncia, para que al tratar de recuperar sus dimensiones originales generen tensiones sobre las estructuras biológicas que se quieren modificar. ^{1, 5, 6} Así es como, en la aparatología fija entran en juego varias partes constitutivas como son los brackets, los arcos y el sistema de ligado entre ambos elementos.

La palabra “Bracket” proviene del vocablo inglés que significa soporte. Nace como una solución para permitir la unión directa y selectiva entre el arco de alambre y los dientes optimizando de esta manera el efecto de presiones específicas de manera precisa y controlada. Es el mecanismo a través del cual se sujetan alambres, resortes, elásticos y otros dispositivos que ejercen fuerzas activas cumpliendo un papel fundamental en el control tridimensional de las piezas dentarias. ^{7, 8, 9, 10}

En cada bracket se puede identificar una base y un cuerpo. La base presenta en su parte externa un área retentiva llamada malla mediante la cual, con técnicas adhesivas se fija a la pieza dentaria. El cuerpo está conformado por aletas, siendo dos oclusales y dos gingivales que conforman las paredes de una ranura o slot que es el espacio en el que se aloja el arco. En los brackets de caninos y premolares superiores e inferiores también se encuentra dentro de su estructura un hook que es una prolongación del cuerpo hacia gingival. ² (Ilustración 1 y 2)

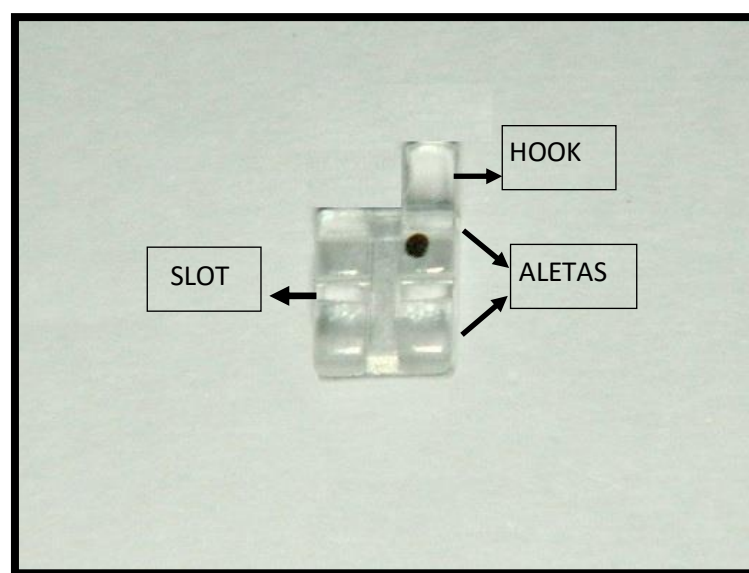


Ilustración 1. Fotografía de un bracket de zafiro indicando sus partes constitutivas. Fuente Primaria.

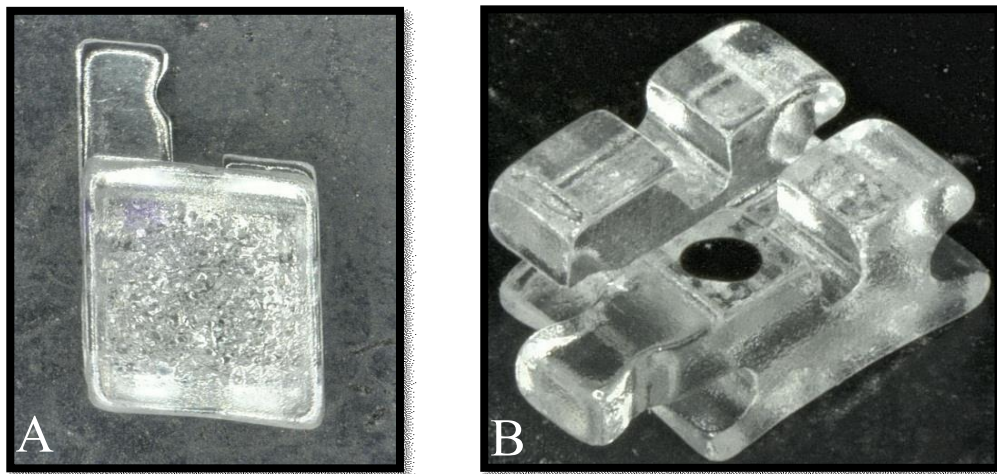


Ilustración 2. A. Fotografía en la que se observa la base de un bracket de zafiro mediante el cual se adhiere al esmalte dental. B. Fotografía de un bracket de zafiro en la que se observa la ranura y las aletas con mayor detalle. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

El alambre o arco es el dispositivo dinámico que almacena la energía y ejerce la fuerza activa, el cual puede ser fijado mediante un elastómero como se muestra en la ilustración 3, mediante ligaduras metálicas delgadas de 0.020 pulgadas como se observa en la ilustración 4 o mediante un sistema autoligable implementado desde el año 1930 que eliminan el uso de ligaduras y presentan un diseño especial con tapas como se muestra en la ilustración 5.¹¹



Ilustración 3. Fotografía de un caso clínico mostrando el ligado entre brackets y arco mediante elastómeros. Fuente Primaria.



Ilustración 4. Fotografía de un caso clínico mostrando el ligado del bracket al arco mediante ligaduras de alambre delgado de 0.020 pulgadas en el maxilar superior. Fuente Primaria.



Ilustración 5. Fotografía de un caso clínico mostrando brackets de autoligado. Fuente Primaria.

Como se mencionó anteriormente, dentro de la estructura de cada bracket se encuentra la ranura o también llamado slot que es el sitio donde se localiza la información para imprimir a la pieza dentaria los movimientos en los tres sentidos del espacio al interactuar dicha ranura con el arco de ortodoncia.^{12, 13, 14} Los movimientos mencionados son:

- Movimientos de primer orden o in – out.
- Movimientos de segundo orden o angulación.
- Movimientos de tercer orden o torque.



El movimiento de primer orden o in- out es la distancia entre el fondo de la ranura y la base del bracket (Ilustración 6). Por ejemplo, el incisivo lateral superior presenta la cara vestibular más hacia palatino que el incisivo central y el canino por ser más delgado, para compensar estas diferencias anatómicas, el incisivo lateral presenta aumentado el in- out para que al pasar el arco por los slots de los brackets todas las caras vestibulares de incisivos centrales, laterales y caninos queden en un mismo plano desde una vista oclusal del maxilar evitando de esta manera realizar dobleces compensatorios en el arco.¹⁵

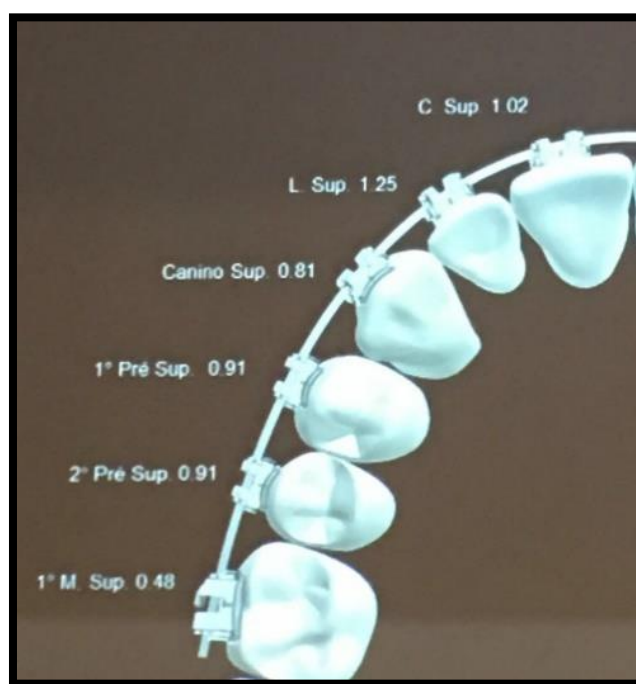


Ilustración 6. Esquema de movimiento de in out. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.

El movimiento de segundo orden o angulación o Tip es la posición mesiodistal de la corona de la pieza dentaria (Ilustración 7).¹⁵

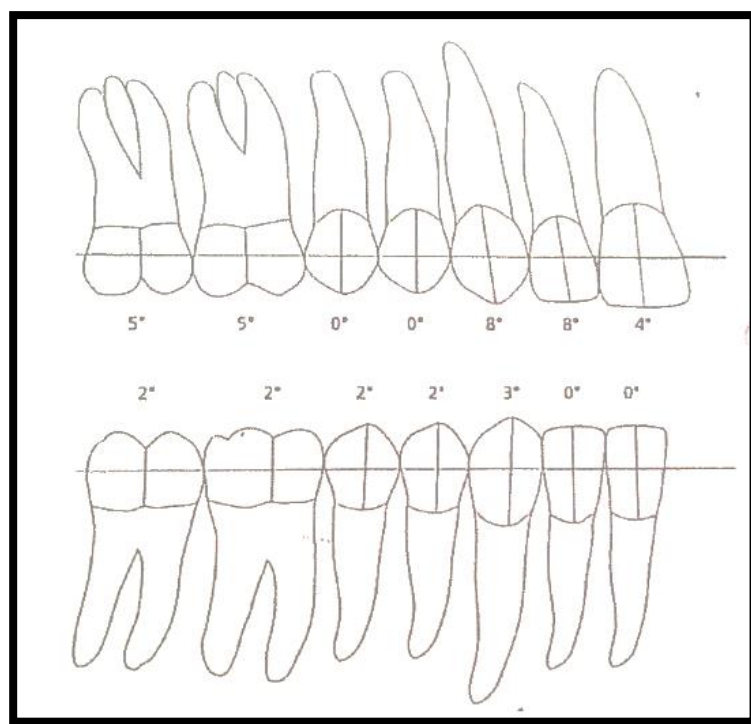


Ilustración 7. Esquema de movimiento de inclinación o Tip. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.



El movimiento de tercer orden o torque es la posición vestibulo palatina del diente en su alveolo (Ilustración 8). Este fenómeno es generado en el momento en que se introduce un alambre de sección rectangular en la ranura o slot del bracket. El torque es positivo cuando la corona del diente se inclina hacia vestibular y la raíz hacia palatino y es negativo cuando la corona se inclina hacia palatino y la raíz hacia vestibular.¹⁵

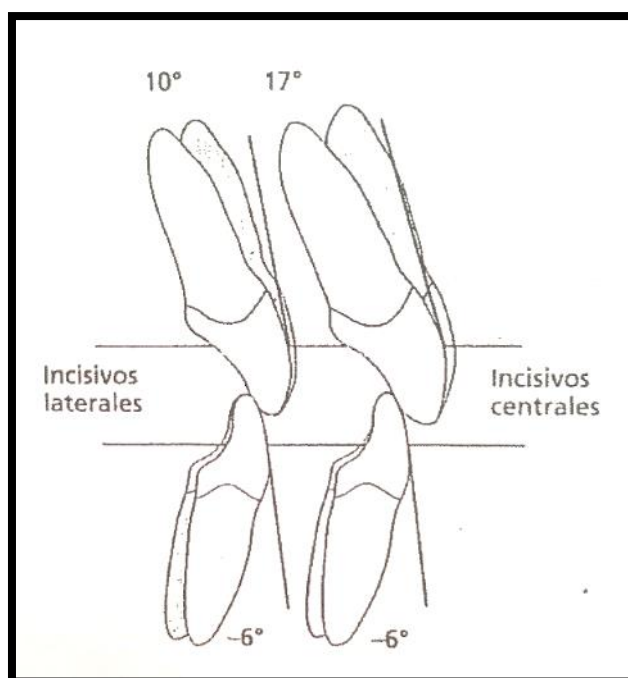


Ilustración 8. Esquema de movimiento de torque. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.



Los valores de torque, in- out y angulación, que son los movimientos que cada bracket transmite a la pieza dentaria son diferentes para cada técnica de ortodoncia. Existen multitud de técnicas que emplean distintos tamaños y diseños tanto de arcos como de brackets.

Una técnica es un conjunto de procedimientos de que se sirve una ciencia y cada clínico procede de manera personal aplicándola a su forma y manera. Cuando el procedimiento clínico se singulariza en un patrón aplicativo aparece la técnica que suele llevar el nombre del autor.¹ Es así como existen varias técnicas aplicadas a la ortodoncia como son la Técnica de Arco Recto¹⁵, Técnica MBT¹⁶, Técnica de Ricketts¹⁷, Técnica de Sondhi, entre otras; que presentan diferentes prescripciones en los brackets y la implementación de diferentes arcos y formas de trabajo siempre en la búsqueda de un resultado clínico exitoso.

En ortodoncia no solo es importante tener un buen manejo de las maniobras clínicas que cada técnica exige ni el conocimiento de la biología de las estructuras en las cuales se aplican, sino también conocer el comportamiento de los materiales que son utilizados en la aparatología y que intervienen en la biomecánica ya que cada vez es mayor el número de pacientes que decide qué tipo de aparatología desea utilizar durante su propio tratamiento sea por una cuestión estética o por la información brindada a través de los medios de comunicación.

El ortodoncista debe conocer el comportamiento de los sistemas arco- bracket, y sobre todo los materiales que entran en estrecha intimidad dentro de dicha relación con el fin de saber cuáles son más eficientes para lograr un movimiento dental óptimo a fin de satisfacer tanto las expectativas del paciente como las exigencias del profesional¹⁸ con el objetivo de respetar la biología y la fisiología de las estructuras celulares involucradas en el movimiento de las piezas dentarias implicadas en la evolución del tratamiento ortodoncico.



En la actualidad la estética cobra cada vez mayor relevancia y el tratamiento de ortodoncia no queda exento a las demandas en forma creciente por parte de los pacientes.

Los primeros aparatos estéticos surgieron a comienzos del año 1970 con la fabricación de brackets poliméricos. El inconveniente que presentaban estos brackets fue que fácilmente cambiaban de coloración durante su uso clínico según los hábitos del paciente, su higiene y el consumo de alimentos o bebidas con excesiva capacidad de pigmentación. Es así como este material fue reemplazado posteriormente por brackets de cerámica policristalina en la búsqueda de la excelencia del logro estético. Este tipo de aparatos por su composición estructural permitían lograr una estética aceptable.¹⁹

Actualmente nuevos materiales han sido utilizados para la confección de los aparatos de ortodoncia. En la fabricación de brackets estéticos existe una amplia gama de variedades de materias primas incluyendo en la actualidad el zafiro como material de innovación.¹⁹

La implementación de estos materiales en la ortodoncia proporciona una excelente estética facial pretendiendo satisfacer los requerimientos de un aparato estético, pero a la vez deben permitir un buen control de los movimientos de las piezas dentarias involucradas, ser confortables para el paciente, ser fáciles de colocar y retirar presentando una fuerza de adhesión fiable y proporcionar un buen resultado en la terminación del tratamiento.¹⁹

Los brackets de zafiro son una opción clara a la hora de brindar al paciente una estética superior, un tratamiento confortable, con brackets transparentes como el cristal que logran mimetizarse con el esmalte dental independientemente de cual sea su color.

El avance vertiginoso de la tecnología, nuevas formas de fabricación de brackets, más exigencias estéticas por parte de los pacientes, variedad de técnicas de ortodoncia llevan al profesional a buscar el bracket ideal que funcione mejor en sus propias manos.¹⁹



Un diagnóstico certero, el plan de tratamiento y el resultado del caso clínico podrían verse frustrados si la información que debe transmitir cada bracket en forma individual a cada pieza dentaria no se logra sostener desde el inicio hasta el final del tratamiento.¹⁸

El profesional actuante puede confeccionar un diagnóstico, elaborar un pronóstico e implementar una técnica para llevar a cabo un plan de tratamiento y para cumplir las satisfacciones estéticas del paciente elegir el zafiro como material de elección por su mimetización con el esmalte dental. Pero si este material no mantiene su integridad estructural dentro del slot o ranura donde se encuentra la información para el movimiento de la pieza dentaria en los tres sentidos del espacio, el ortodoncista debe caer en una serie de maniobras compensatorias para obtener el movimiento dental óptimo en la búsqueda del éxito deseado para finalizar el tratamiento.

El motivo de este trabajo es mejorar el conocimiento de la estructura, composición y propiedades del zafiro como material de fabricación de los brackets con la finalidad de obtener el éxito en el resultado de un tratamiento clínico.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

MARCO TEÓRICO



La invención de los brackets constituye uno de los hitos más relevantes e innovadores en el tratamiento de ortodoncia.

Pero antes de su creación se utilizaron otros aditamentos para corregir las malposiciones dentarias, uno de los primeros elementos utilizados en el año 1728 fue el arco de expansión creado por Pierre Fauchard médico francés quien implementó el uso de alambres de gran calibre con perforaciones para ligar a los dientes por medio de hilos produciendo movimientos de inclinación. (Ilustración 9) ^{7, 8, 9, 10, 20}

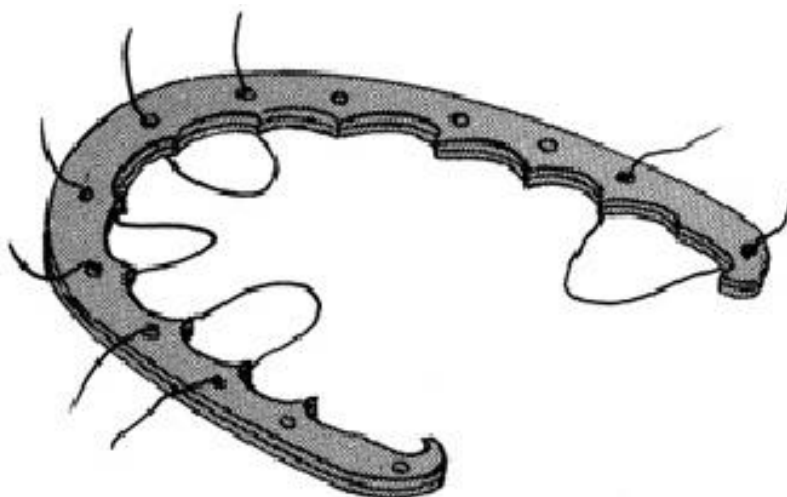


Ilustración 9. Arco de expansión creado por Pierre Fauchard. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatria. Año 2009.

El arco de expansión solo controlaba las inclinaciones dentarias en una sola dimensión y no podía controlar las rotaciones. Fue así que en 1887 Edward H. Angle desarrolló el Arco E que consistía en un alambre labial acompañado por cintas sobre los molares que ligaba a otros dientes. (Ilustración 10) ^{7, 8, 9, 10, 20}

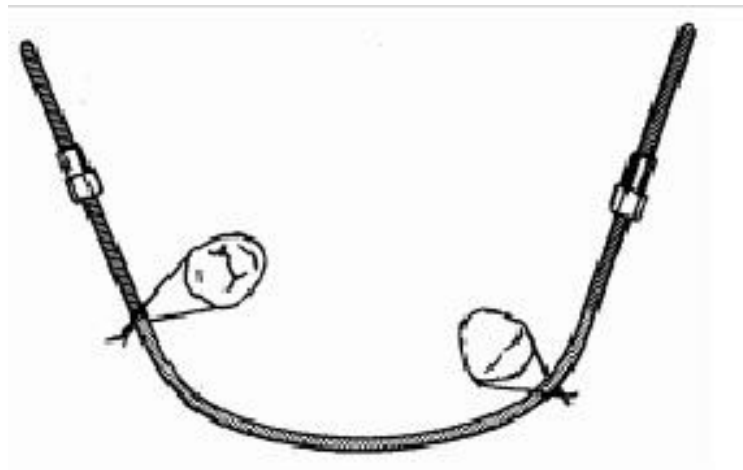


Ilustración 10. Esquema del arco E creado por el Dr. Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.



En la búsqueda del movimiento dental controlado, Angle crea en el año 1911 una diminuta pieza metálica que soldada a una banda permitía el ajuste adecuado del arco de alambre a la corona dentaria. Su primer aparato multibandas fue el de perno y tubo que abandonó por ser excesivamente rígido con un bracket pasivo. (Ilustración 11) ^{7, 9, 10, 20}

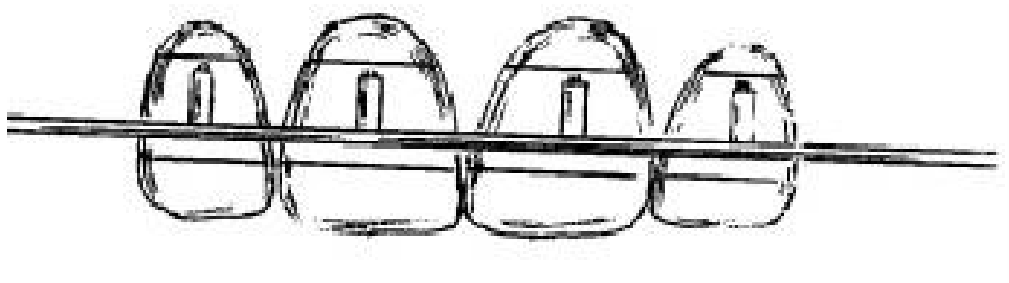


Ilustración 11. Esquema de pin y tubo creado por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.

La técnica de pin y tubo requería una destreza y una paciencia fuera de los límites normales, es por eso que en el año 1916 Angle ideó el mecanismo del arco cinta descartando el alambre redondo que sustituyó por un alambre plano y acintado que permitía controlar mejor los movimientos coronarios y radiculares en dos dimensiones. Este fue el primer paso en la creación de aditamentos conocidos actualmente como brackets. El arco cinta poseía efecto activo pero su acción resultó insuficiente por lo que desechó este mecanismo. (Ilustración 12) ^{7, 9, 10, 20}

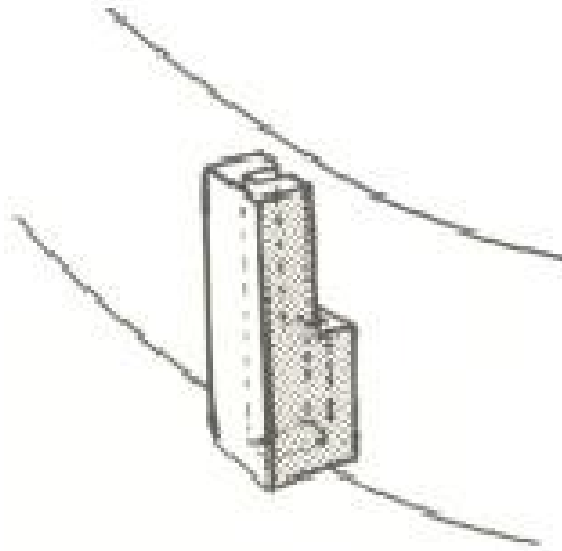


Ilustración 12. Esquema del arco cinta creado por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.

A partir del arco cinta, Angle fue aplicando modificaciones en los aditamentos generando una evolución que permitiera repartir el control tridimensional de los dientes en forma simultánea. (Ilustración 13)

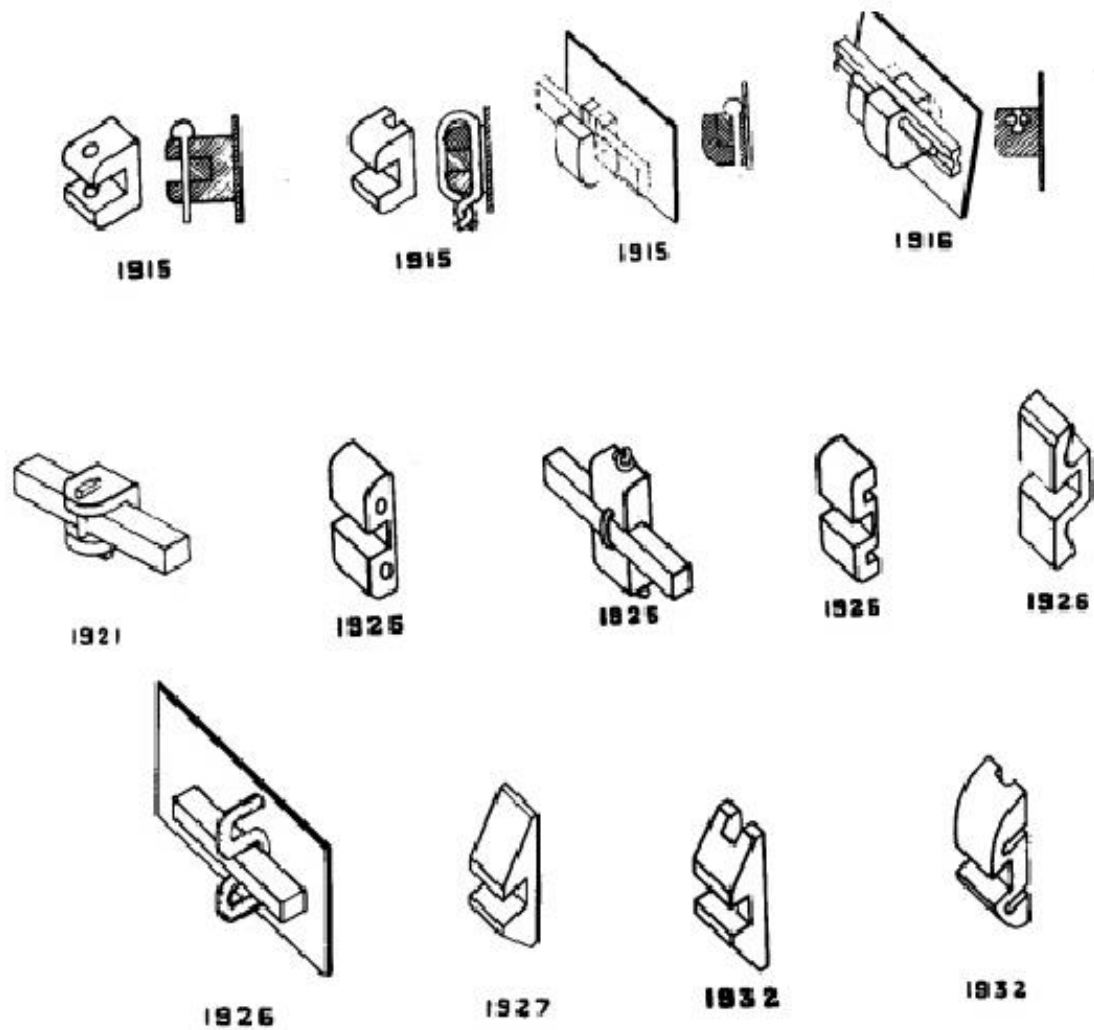


Ilustración 13. Evolución de los brackets creados por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.



En su incansable búsqueda por un mecanismo que asegurara el control de los movimientos dentarios, Angle tuvo una idea que parecía resolver definitivamente el problema: en lugar de alambres redondos o laminados, probó con un alambre de sección rectangular que debía engarzar con precisión con un bracket provisto de una ranura horizontal de idénticas dimensiones a las del alambre rectangular. Este mecanismo no solo podía desplazar los dientes de forma uniforme obviando cualquier otro desplazamiento indeseable, sino que era posible torsionarlo sobre sí mismo (acción de torque) de forma que ejerciera una acción directa sobre la posición de la raíz con independencia de la corona o viceversa.

El aparato creado en el año 1928 lo nombró Edgewise Mechanism o Arco de Canto, debido a que el alambre rectangular se ajustaba de canto al bracket, es decir por la menor de sus dimensiones. (Ilustración 14) ^{7, 9, 10, 20}

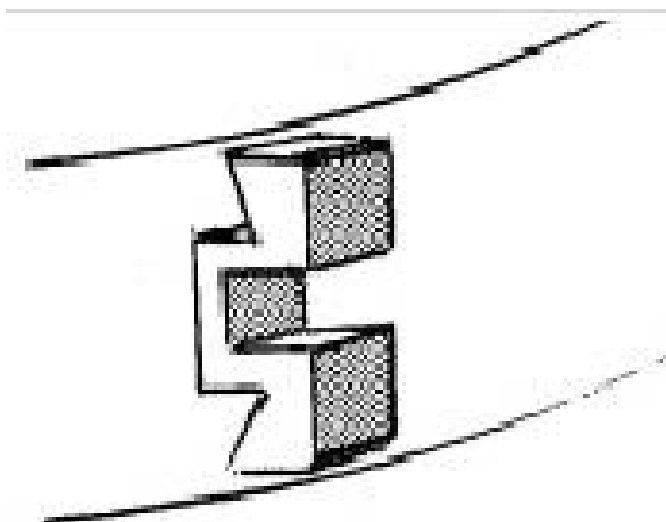


Ilustración 14. Bracket Edgwise creado por Angle. Fuente Secundaria: Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Revista latinoamericana de ortodoncia y odontopediatría. Año 2009.



El diseño de la ranura del bracket Edgewise fue creada en 0.022 x 0.028 pulgadas debido a que su creador era partidario de utilizar fuerzas suaves y este era el menor calibre de metal precioso que se utilizaba en su época y el que menor número de roturas y deformaciones podía resistir. ^{7, 9, 10}

La mecánica del tratamiento de ortodoncia en esta técnica se basaba en la colocación de una aparatología que precisaba de la habilidad del ortodoncista para doblar alambres ya que implicaba utilizar brackets standard o también llamados de cero grados cuya finalidad solo era la de conectar la pieza dentaria al arco de ortodoncia. El bracket no presentaba ningún tipo de información en su estructura para generar el movimiento dentario, sino que este se lograba a partir de dobleces que se imprimían en el arco para mover la pieza dentaria a la posición planificada en el tratamiento del paciente. ¹⁵

Es así como era indispensable la manipulación precisa de los arcos por parte del ortodoncista para generar los dobleces en el alambre y obtener los movimientos dentarios requeridos para el éxito del tratamiento. Esta manipulación implicaba torsiones en los tres sentidos del espacio y estaba sujeta a la lógica imperfección de las manos del operador. Como consecuencia se observaban en esta técnica varias limitaciones ya que numerosos casos eran finalizados con resultados pobres y otras veces a pesar de su aceptable estética las bocas tenían aspecto artificial. ¹⁵

Steiner continuó perfeccionando los brackets Edgewise añadiendo bordes acanalados para el ligado del alambre y reduciendo las dimensiones originales de Angle al sustituir los alambres de metal precioso por el acero con mejores propiedades mecánicas permitiendo reducir el calibre creando alambres rectangulares y una ranura de bracket de 0.018 x 0.025 pulgadas. ^{7, 9, 10}



Con el tiempo el bracket edgewise fue reconocido como un modelo incomparable frente al que han fracasado los posteriores intentos de otras técnicas que han creado otros tipos de brackets. La atención se volcó en mejorar el bracket de Angle dándole mayor efectividad y simplificando el trabajo del ortodoncista. Aparecieron brackets de distinto tamaño, brackets gemelos, que permiten mayor área de contacto de los arcos y facilitan los movimientos de rotación; brackets angulados, para asegurar el movimiento mesiodistal sin indeseables inclinaciones; brackets de diseño específico para cada grupo de dientes; brackets para la técnica lingual.^{7, 9, 10}

De todas las modificaciones realizadas al bracket Edgewise, la más innovadora evolución ha sido en la reversión del mecanismo del torque que en vez de proporcionarlo la torsión del alambre rectangular lo realiza la angulación de la ranura.^{7, 9, 10}

En la década de 1970 el Dr. Lawrence Andrews presentó un artículo basado en las mediciones de 120 casos normales de pacientes no tratados ortodonicamente que derivó como base para el diseño de un sistema de brackets que incluían en su estructura el control tridimensional de la posición del diente como un objetivo fundamental que es el de reproducir la óptima posición dentaria sin realizar ajustes manuales en los arcos.^{20, 21, 22}

Así es como en 1972 aparece comercialmente el aparato de Arco Recto original basado en datos científicos, pero incluía muchas de las características tradicionales de las antiguas técnicas de ortodoncia.

De esta manera surge la Técnica de Arco Recto.^{15, 16, 23, 24, 25}



Andrews determina que el torque debe estar en la base y no en la ranura. Esta modificación incorporó la aparición del bracket pre programado para llevar a cabo el movimiento ideal del diente. Y con ello la aparición del deslizamiento de los dientes a lo largo del arco lo cual plantea un fenómeno de fricción con la ranura que se debe resolver con un grado de holgura o espacio muerto que teóricamente invalida el principio de torque preconizado por Angle basado en el exacto engarce del alambre en la ranura.^{7, 9, 10}

Es así como la técnica de Arco Recto revolucionó el mundo de la ortodoncia ya que el aspecto crítico de la mecánica del tratamiento dejó de ser el logro de la perfección en los dobleces de los arcos como en la técnica de brackets de cero grados para pasar a ser de mayor importancia la precisión de la colocación de la aparatología en la técnica de Arco Recto y de esta manera lograr una óptima expresión de la información que presenta el bracket en su estructura.^{15, 16}

En la técnica de brackets de cero grados, se ubicaba la aparatología sobre la corona clínica de las piezas dentarias midiendo la distancia desde el borde incisal u oclusal al centro del diente. Se utilizaba una única medida y luego con los dobleces de los arcos se compensaban las posiciones que no resultaban apropiadas. Es por este motivo que la destreza en el doblar de los arcos era el punto principal en esta técnica.¹¹

En el caso de la técnica de Arco Recto, uno de los factores clave era la precisión en la colocación del bracket ya que, al no realizar dobleces en el alambre, el bracket debía ser adecuadamente colocado para transmitir la información a la pieza dentaria. En esta técnica, Andrews utilizó el centro de la corona clínica de cada diente y marcó el punto medio del eje longitudinal, también conocido como el punto LA o FA, que es el punto central sobre la superficie de la corona del diente, sobre el cual deberá localizarse el bracket para que la aparatología se exprese adecuadamente.²



En los primeros años de la implementación de la técnica de Arco Recto aparecieron dificultades durante el tratamiento ya que se continuaba empleando altos niveles de fuerzas generando efectos indeseados como incremento de sobremordidas y mordida abierta lateral (llamado efecto de montaña rusa). Estas consecuencias llevaron a Andrews a introducir una serie de modificaciones aumentando la inclinación en la aparatología y ampliando la variedad en la gama de brackets para diferentes situaciones clínicas y así, compensar los efectos secundarios en la mecánica de tratamiento.¹⁶

Como consecuencia de las dificultades de la técnica de Arco Recto, surge una segunda generación de brackets creada por Roth que imprimía una serie de modificaciones a la aparatología introducida por Andrews para evitar las dificultades de inventario que provocaba un sistema de múltiples brackets para diferentes situaciones clínicas. Esta nueva generación incluía en su filosofía de tratamiento el uso de articuladores para los registros diagnósticos, construcción de férulas iniciales y posicionadores gnatólogicos al final del tratamiento para obtener una correcta posición del cóndilo y formas de arcadas más anchas en la búsqueda del logro de una buena función protrusiva.¹⁶

A pesar de las modificaciones implementadas en la Técnica de Roth seguían surgiendo inconvenientes durante la mecánica de tratamiento. Al aumentar la inclinación en la prescripción de los brackets se generaban una serie de efectos secundarios que llevaban a realizar más compensaciones y el uso de aparatologías auxiliares que requerían una mayor cooperación del paciente.¹⁶

Es así como surge en la década del año 1990 una tercera generación de brackets por investigaciones realizadas por McLaughlin, Bennett y Trevisi que llevan a crear una filosofía de tratamiento llamada MBT para reducir los inconvenientes que fueron surgiendo con la implementación de la aparatología pre ajustada.



La técnica MBT implementa una filosofía de trabajo que toma en cuenta varios aspectos respecto a la aparatología y a la mecánica de tratamiento.^{16, 26, 27} Algunos de ellos son nombrados a continuación:

- La selección de los brackets y la importancia de la precisión en su colocación implementando calibradores y tablas de posicionamiento para el logro de la óptima expresión de la prescripción de la aparatología para imprimir el movimiento dentario.

En la técnica de arco recto, como se mencionó anteriormente, se utilizaba como referencia para el cementado de los brackets el centro de la corona clínica, pero utilizando solo este punto es difícil no cometer errores en el cementado. En la técnica MBT se toman medidas individualizadas de las piezas dentarias basadas en las tablas de posicionamiento de la técnica e implementando el uso de calibradores para disminuir errores de precisión de cementado en sentido vertical sobre todo cuando existen dientes con discrepancias de longitud, dientes parcialmente erupcionados o hiperplasia gingival.¹⁶

- Versatilidad: es uno de los puntos más importantes de la filosofía que permite resolver la mayoría de dificultades de tratamiento sin necesidad de utilizar gran variabilidad de brackets y evitar dobleces compensatorios en el arco.
- Fuerzas continuas y ligeras que evitan los efectos secundarios durante el tratamiento y aseguran el confort del paciente.



- Ranura del bracket de 0.022 pulgadas que permite más libertad de movimientos con arcos iniciales y ayudan a limitar el nivel de fuerzas y a la vez en fases avanzadas con arcos rectangulares funcionan mejor en el deslizamiento y expresión de la prescripción.
- Como en esta técnica, la aparatología presenta menores grados de inclinación respecto a otras prescripciones, permite un mejor control de anclaje en las fases iniciales del tratamiento y al implementar fuerzas ligeras reducen la necesidad de la utilización de aparatologías auxiliares que eviten efectos secundarios.
- La técnica MBT promueve el movimiento en grupo de las piezas dentarias.
- Uso de tres formas de arco (ovoidea, estrecha y cuadrada) y su individualización para permitir ajustarse a la anatomía maxilar de cada paciente.
- Un único tamaño de arco rectangular (0.019 x 0.025 pulgadas) que presenta rigidez, pero a la vez permite implementar una mecánica de deslizamiento efectiva.
- Persistencia en el acabado implementando arcos ligeros y persistir en el asentamiento para mejorar la calidad final del tratamiento.¹⁶



La colocación ortodóncica tridimensional de las piezas dentarias ocurre como resultado de la interacción entre los arcos y los brackets pre ajustados que se encuentran cementados en los dientes dentro de tejidos de soporte sanos.²⁸

La adecuada inclinación vestibulo-lingual de los dientes anteriores y posteriores es esencial en la estabilidad y en la adecuada relación oclusal durante el tratamiento ortodóncico. El torque en los incisivos superiores es crítico para establecer una línea de sonrisa agradable y estética, una correcta guía anterior, así como una relación clase I bien establecida. La falta de torque en los dientes posteriores tiene un efecto de compresión en la arcada porque no permite la adecuada relación cúspide-fosa entre los dientes superiores e inferiores.^{28, 29, 30}

La prescripción de la aparatología implica la información contenida en cada bracket para expresar el movimiento dentario en los tres sentidos del espacio, siendo de primer orden o in – out, de segundo orden o angulación y de tercer orden o torque. De esta manera, cada técnica tiene su propia prescripción.

En el caso de la técnica MBT las especificaciones de los movimientos de primer orden o in- out para cada bracket expresados en la unidad de medida en pulgadas se muestran en la tabla 1.



MBT

U1	0.042
U2	0.053
U3	0.041
U4	0.040
U5	0.040
L1	0.064
L2	0.064
L3	0.042
L4	0.040
L5	0.040

Tabla 1. Especificaciones de movimientos de primer orden o in- out en la técnica MBT expresado en pulgadas. U1: incisivos centrales superiores. U2: incisivos laterales superiores. U3: caninos superiores. U4: primer premolar superior. U5: segundo premolar superior. L1: incisivos centrales inferiores. L2: incisivos laterales inferiores. L3: caninos inferiores. L4: primer premolar inferior. L5: segundo premolar inferior. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

En cuanto a las especificaciones de los movimientos de segundo orden o angulación en la técnica MBT son: para molares superiores e inferiores, premolares superiores e incisivos inferiores de 0°; para premolares inferiores es de 2°; para caninos superiores e incisivos laterales superiores de 8°; para caninos inferiores de 3°; para incisivos centrales superiores de 4°. ¹⁶ (Ilustración 15)

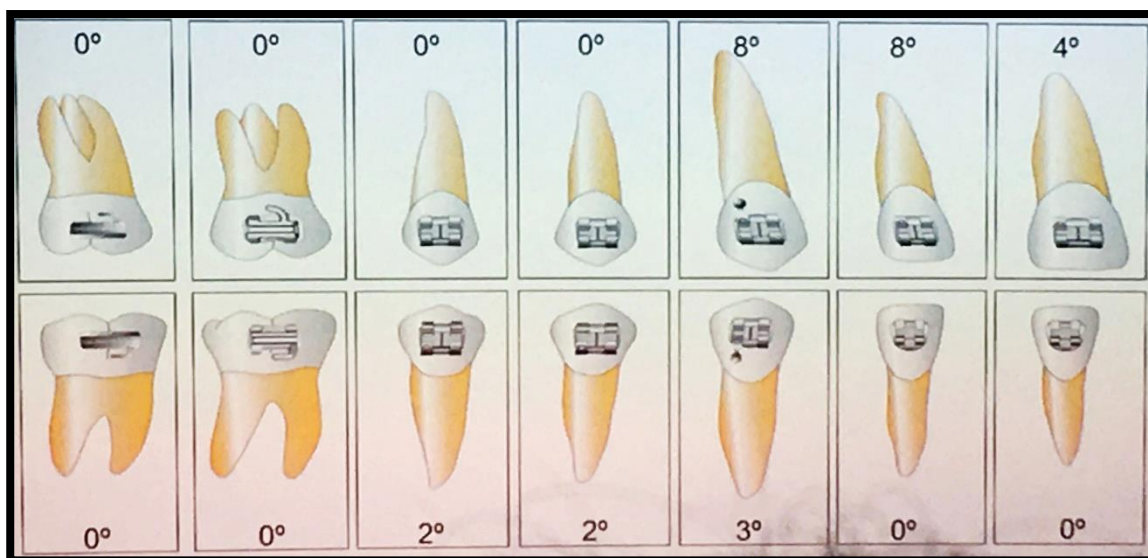


Ilustración 15. Prescripción en la técnica MBT de movimientos de segundo orden o angulación. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.

En los movimientos de tercer orden o torque los valores corresponderían para primer y segundo molar superior -14° ; para segundo molar inferior -10° ; para primer molar inferior -20° ; para premolares superiores -7° ; segundo premolar inferior -17° ; primer premolar inferior -12° ; en caninos superiores es -7° 0° $+7^\circ$; en caninos inferiores $+6^\circ$ 0° -6° ; incisivos laterales superiores $+10^\circ$; incisivos centrales superiores $+17^\circ$ e incisivos inferiores -6° .¹⁶ (Ilustración 16)

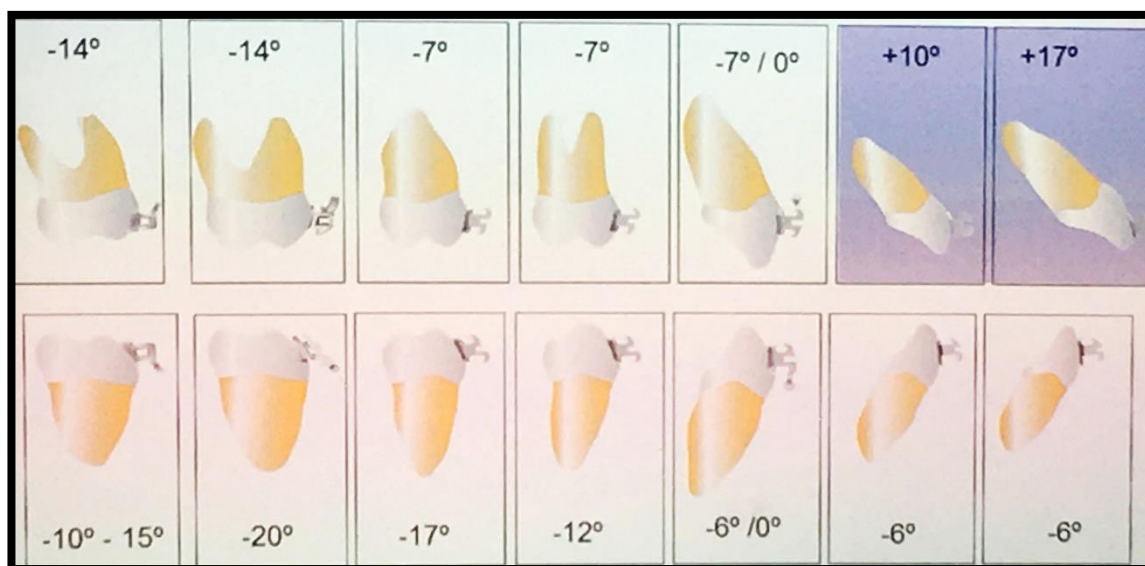


Ilustración 16. Prescripción en la técnica MBT de movimientos de tercer orden o torque. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.



A continuación, en la tabla 2 se puede observar las especificaciones de angulación, torque y rotación para cada técnica de ortodoncia y la diferencia entre los valores de cada una.

Técnicas

MAXILAR

	Central		Lateral		Canino			1er Premolar			2do Premolar		
	Torq.	Ang.	Torq.	Ang.	Torq.	Ang.	Rot.	Torq.	Ang.	Rot.	Torq.	Ang.	Rot.
McLaughlin, Bennett, Trevisi	+17	+4	+10	+8	-7	+8	0	-7	0	0	-7	0	0
	+17	+4	+10	+8	-0	+8	0	-7	0	0	-7	0	0
Roth	+12	+5	+8	+9	-2	+10	4	-7	0	2	-7	0	2
Alexander LTS	+15	+5	+9	+9	-3	+10	0	-6	0	0	-8	+4	0

MANDIBULAR

	Central		Lateral		Canino			1er Premolar			2do Premolar		
	Torq.	Ang.	Torq.	Ang.	Torq.	Ang.	Rot.	Torq.	Ang.	Rot.	Torq.	Ang.	Rot.
McLaughlin, Bennett, Trevisi	-6	0	-6	0	-6	+3	0	-12	+2	0	-17	+2	0
	-6	0	-6	0	0	+3	0	-12	+2	0	-17	+2	0
Roth	0	0	0	0	-11	+7	2	-17	0	4	-22	0	4
Alexander LTS	-5	+2	-5	+6	-7	+6	0	-7	0	0	-9	0	0

Tabla 2. Valores específicos de la prescripción MBT en comparación con otras prescripciones dentro de una misma marca comercial (AO). Fuente Secundaria: catálogo American Orthodontics.



Como se observa en el cuadro comparativo (tabla 2) existen diferencias entre los valores de prescripción de las distintas técnicas. En el caso por ejemplo de los valores de torque, angulación y rotación dados para el canino en el maxilar superior en la técnica de Roth llevaron a la desventaja de aproximar demasiado la raíz de la pieza dentaria con la raíz del primer premolar, con lo cual en esta técnica se tuvo que realizar una serie de compensaciones para evitar este inconveniente.

Esto fue contemplado en la técnica MBT cuyos valores de inclinación fueron disminuidos para evitar ese efecto secundario en la aparatología y además se comprobó que al disminuir los valores de inclinación se disminuía la pérdida de anclaje antero posterior evitando que las piezas dentarias se expresen en forma desmedida hacia un componente anterior y de esta manera se logró disminuir la tendencia al aumento de la sobremordida durante el alineamiento de las piezas dentarias.^{16,31}

En el caso del torque de los caninos superiores e inferiores para cada uno se dieron tres formas de prescripción, en el canino superior el torque es de $+7^{\circ}$ 0° -7° y en el caso del canino inferior el torque es de $+6^{\circ}$ 0° -6° . Estos tres valores dados a cada bracket demuestran una de las características que fueron nombradas cuando se describió la filosofía de la técnica MBT que es la versatilidad. Esta cualidad es uno de los pilares de la técnica ya que permite que la aparatología se adapte a la variabilidad de casos clínicos que se presentan a la consulta diaria.

La versatilidad crea una plataforma que permite que el conjunto de arcos y brackets produzcan la necesaria individualización y sobrecorrección para determinados tipos de casos disminuyendo la necesidad de realizar dobleces en fases avanzadas del tratamiento y evitando tener una amplia gama de brackets que se ajusten a cada situación clínica.



Es por eso que de acuerdo a la necesidad clínica del caso de ortodoncia el bracket de un canino superior puede ser cementado en la pieza dentaria para expresar $+7^\circ$ de torque o -7° de acuerdo a si se coloca en su posición o con un giro de 180° sobre la superficie de la corona clínica. Así es como con un mismo bracket se pueden resolver distintas situaciones clínicas otorgando al ortodoncista la posibilidad de elegir la mejor forma de prescripción para colocar la pieza dentaria en su correcta ubicación para la resolución exitosa del tratamiento.

También se puede observar en la tabla que tanto los brackets de premolares superiores y de incisivos inferiores presentan la misma información de torque, angulación y rotación generando la posibilidad de intercambiarlos dentro del mismo grupo dentario. Este es otro aspecto de la versatilidad del sistema MBT, entre otros casos.

Como fue nombrado en la introducción estos valores de prescripción que involucran el torque, angulación e in- out se encuentran contenidos dentro de cada bracket específicamente dentro de su ranura o slot. Para que esta información se exprese y se transmita a la pieza dentaria el arco debe asentar en la base del slot del bracket para lograr la total expresión de la prescripción y conseguir el movimiento dentario deseado. La función del alambre es actuar como una guía o un riel a lo largo del cual una pieza dentaria a través de su bracket debe alinearse o deslizarse.

La ranura o slot puede ser de un tamaño de 0.018 pulgadas o de 0.022 pulgadas. La diferencia de tamaño del slot genera diferencias significativas en el desarrollo de la técnica de ortodoncia y funcionalidad del bracket.

La mayor dimensión de la ranura de 0.022 frente a 0.018 pulgadas permite una mayor libertad de movimientos con los arcos iniciales y por tanto ayuda a limitar el nivel de fuerzas.^{28, 29}



Con la ranura de dimensión de 0.018 pulgadas, los arcos de trabajo más habituales son los de 0.016 x 0.022 pulgadas o 0.017 x 0,025 pulgadas. Estos arcos son más flexibles y por tanto presentan una mayor deflexión y deformación durante el cierre de espacios mediante la mecánica de deslizamiento. En cambio, en la ranura de dimensiones de 0.022 pulgadas permite utilizar alambres más rígidos de 0.019 x 0.025 pulgadas que da mayor control en el deslizamiento y evita efectos indeseables. ^{28, 29, 32, 33}

En un slot 0.022 hay un mayor rango de calibre de alambres, por lo que la fuerza que se ejerce en cada cambio de arco es menor a la que se obtiene en un slot 0.018. Por ejemplo, en un slot de 0.018 al colocar un alambre de 0.014 pulgadas quedan 0.04 milésimas de pulgada libre. En cambio, en un slot de 0.022 pulgadas al colocar el mismo alambre quedan 0.08 milésimas de pulgada libre. Los niveles de fuerza no tienen que ver solo con el calibre de alambre sino también con la capacidad de este de transferir esta fuerza al bracket, mientras más espacio exista entre el arco y el slot menor es el nivel de fuerza transferida. ^{28, 29, 34}

Sin embargo, en trabajos de investigación de Kusy y Whitley demostraron que el tamaño real de los alambres rectangulares y ranura de los brackets es algo menor que su tamaño normal anunciado por los fabricantes. ^{7, 28, 29}

Existen numerosas propiedades físicas y mecánicas de la aparatología ortodoncica que afectan directa e indirectamente la efectividad en la aplicación del torque, inclinación e in- out como pueden ser: el módulo de dureza y elasticidad, el proceso de fabricación que puede ser sinterizado o cortado y los procedimientos clínicos como la ligadura elastomérica. ^{28, 29, 30}

Cuando se utilizan brackets que tienen el torque programado en la base, es de gran importancia el sitio y colocación del mismo. Si se utilizan brackets con el torque programado en la superficie, es necesario el incremento del torque en aproximadamente el 80% de los casos.^{28, 35}

El tamaño y el diseño de la ranura del bracket son parcialmente responsables de su deformación. El contacto entre el arco de alambre y la ranura del bracket es mayor entre brackets con ranura menor y con ángulos internos rectos, al ser comparados con brackets con ranura de mayor tamaño y con ángulos internos redondeados. Esto se explica porque el arco tiene mayor libertad en el interior de la ranura, por tener un área menor de contacto de la fuerza aplicada. (Ilustración 17)^{28, 35, 36}

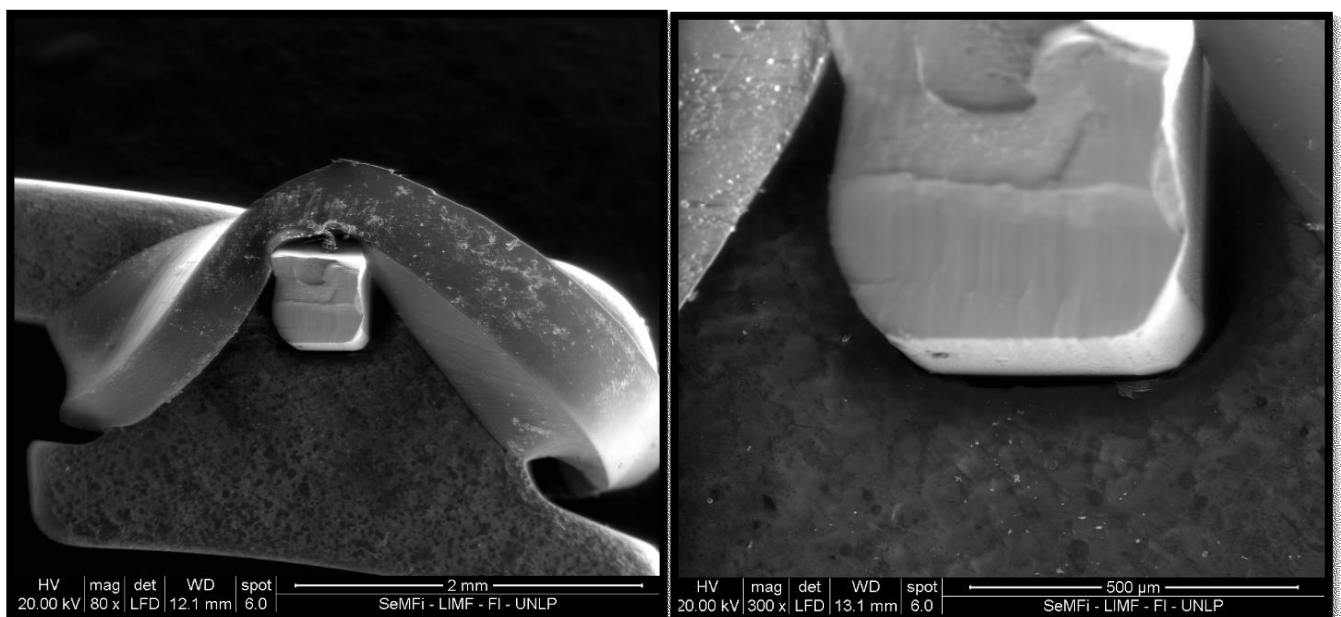


Ilustración 17. Fotografía de bracket de zafiro ligado mediante elastómero a una sección de arco de alambre de acero de 0.019 x 0.025 pulgadas. Obsérvese los ángulos redondeados en la base de la ranura del bracket y su adaptación con el arco. Fuente Primaria.



De manera inevitable, una fracción del torque prescrito en el bracket permanece sin expresarse, por una libertad o juego del arco de alambre en la ranura. La cantidad de torque que permanece sin expresarse va en relación con el tamaño de la ranura y su interacción con el arco de alambre utilizado. Gioka y cols. Mencionan que en una ranura 0.018 pulgadas se pierden 6.0o de torque al utilizar un arco de alambre 0.017 x 0.025 pulgadas; si se utiliza una ranura 0.022 pulgadas se pierden 10.5o al utilizar un arco de alambre 0.019 x 0.025 pulgadas.^{28, 30, 37}

En un estudio realizado por Kusy y Whitley se encontraron variaciones en el tamaño de la ranura de diferentes brackets. En la expresión del torque, una de las variables que más influye es la interacción entre la ranura del bracket y el arco de alambre que es introducido en la misma; sin embargo, existe una variación entre el tamaño real de la ranura de los brackets, así como también existen variaciones en la forma de la ranura con paredes que deben ser paralelas y presentan variaciones convergentes o divergentes hacia el centro del bracket.^{28, 38, 39}

Al insertarse el arco en la ranura del bracket se produce un deslizamiento del alambre sobre la ranura o slot lo cual genera lo que se denomina fricción. Este fenómeno se encuentra presente desde el momento mismo de la introducción del alambre en la ranura de un bracket.¹²

La fricción se define como una fuerza que se opone a la tendencia del movimiento de un cuerpo en contacto con una superficie. Actúa tangente a las superficies de contacto y surge cuando una zona tiende a deslizarse en relación a la otra o cuando realmente se están moviendo.^{40, 41, 42} Las fuerzas friccionales juegan resistiendo naturalmente el deslizamiento.¹²



La fricción se puede dividir en estática (SF) y cinética (KF). La fricción estática es la menor fuerza necesaria para iniciar un movimiento de un cuerpo que estaba en reposo y la fricción cinética (KF) es una fuerza que se opone al deslizamiento de un cuerpo ya en movimiento. El coeficiente de fricción es menor en la fricción cinética que en la estática.^{12, 40, 43, 44}

En Ortodoncia, la fricción cinética es irrelevante porque el movimiento del diente a lo largo del alambre no es continuo, ocurriendo en una secuencia de pequeños movimientos intermitentes.^{40, 45}

Cuando se aplica una fuerza de tracción la corona del diente se inclina hasta que el alambre entra en contacto con el borde de la ranura aumentando la fricción.^{46, 47} (Ilustración 18)

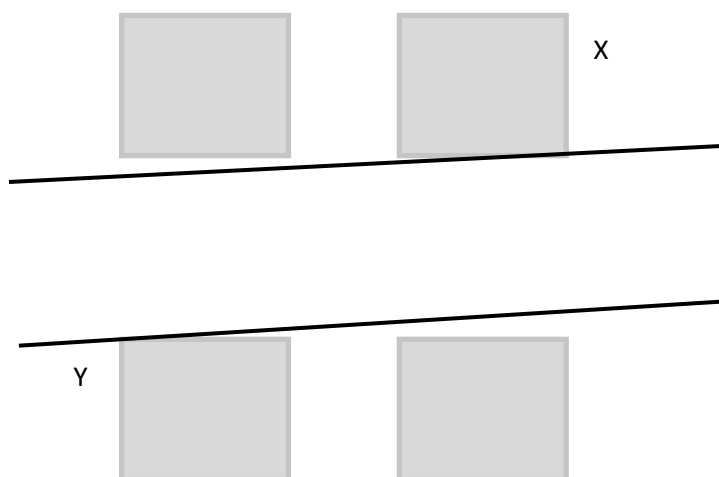


Ilustración 18. Puntos X Y en la interrelación arco bracket durante el deslizamiento.

Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.



Como se observa en la ilustración 18, los puntos “X” e “Y” representan los puntos de contacto entre el alambre y el slot del bracket que se efectúan durante el desplazamiento dentario siendo las zonas críticas de fricción. ¹⁶ El ángulo de salida del alambre desde el slot del bracket es un factor importante a considerar ya que el fenómeno de fricción se triplica cada 5° de aumento de inclinación entre el alambre y la ranura.

El ancho del bracket determina el ángulo de contacto entre la esquina del bracket y el arco de alambre. Cuanto más ancho es el bracket, menor es el ángulo de contacto. ^{32, 33}

La resistencia de fricción al deslizamiento dependerá de la fuerza con que el bracket contacte con el alambre y del ángulo de contacto entre ambos. Con un bracket ancho, se reducen las fuerzas necesarias para generar el momento y el ángulo de contacto, esto resulta ventajoso en casos donde se debe ejercer cierre de espacios mediante deslizamiento. La resistencia a la fricción se puede reducir, pero no eliminar. ^{32, 33}

Para disminuir la resistencia friccional en estos puntos críticos los fabricantes redondearon los bordes de la ranura de los brackets generando no solo la ventaja del control del ángulo de fricción sino también evitando la deformación o microfractura del alambre sobre ángulos de 90° de la ranura del bracket. ⁴⁰ (Ilustración 19 y 20)

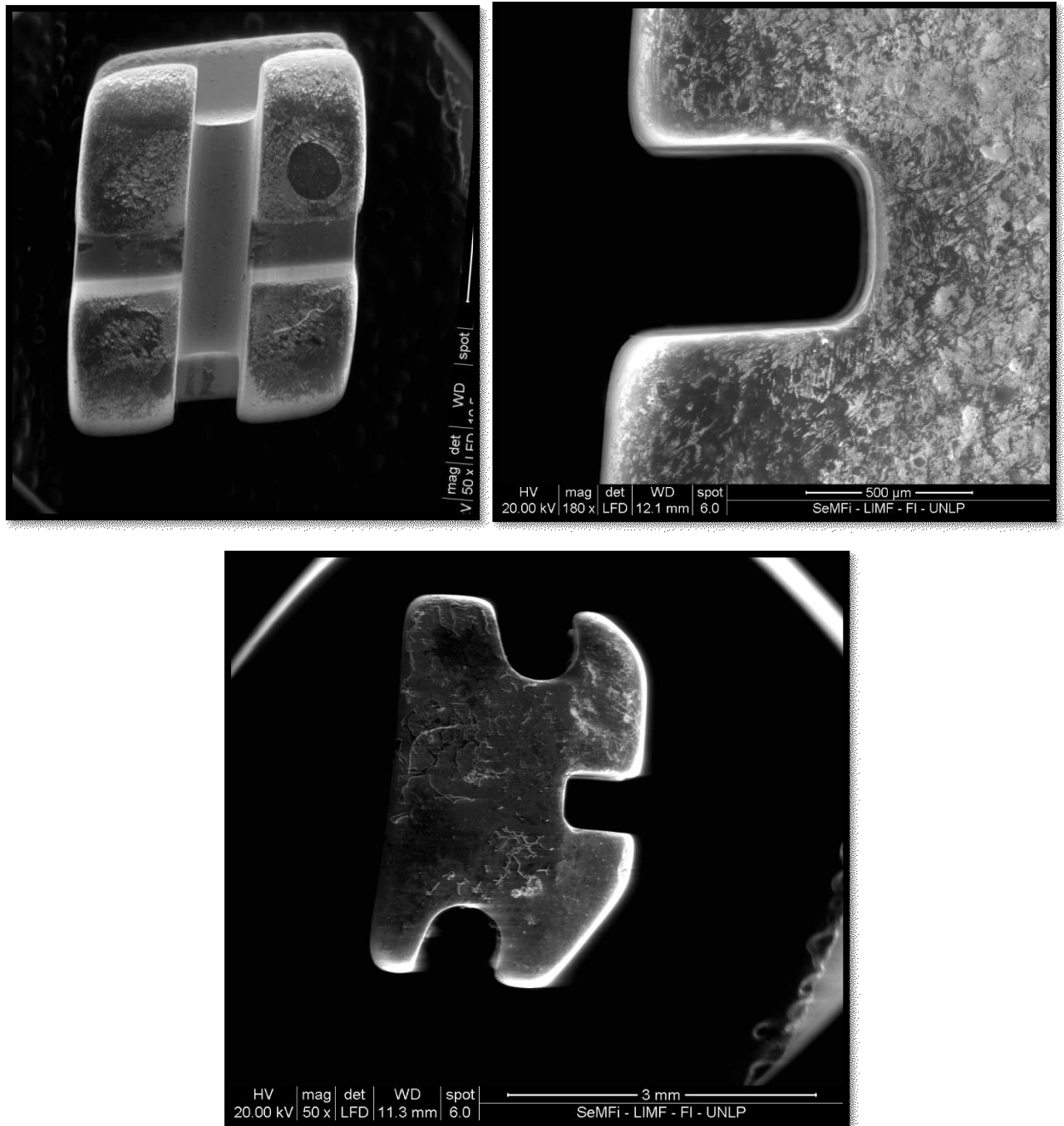


Ilustración 19. Fotografías de brackets de zafiro al microscopio electrónico de barrido. Obsérvese los ángulos redondeados a nivel de la ranura o slot. Fuente Primaria.

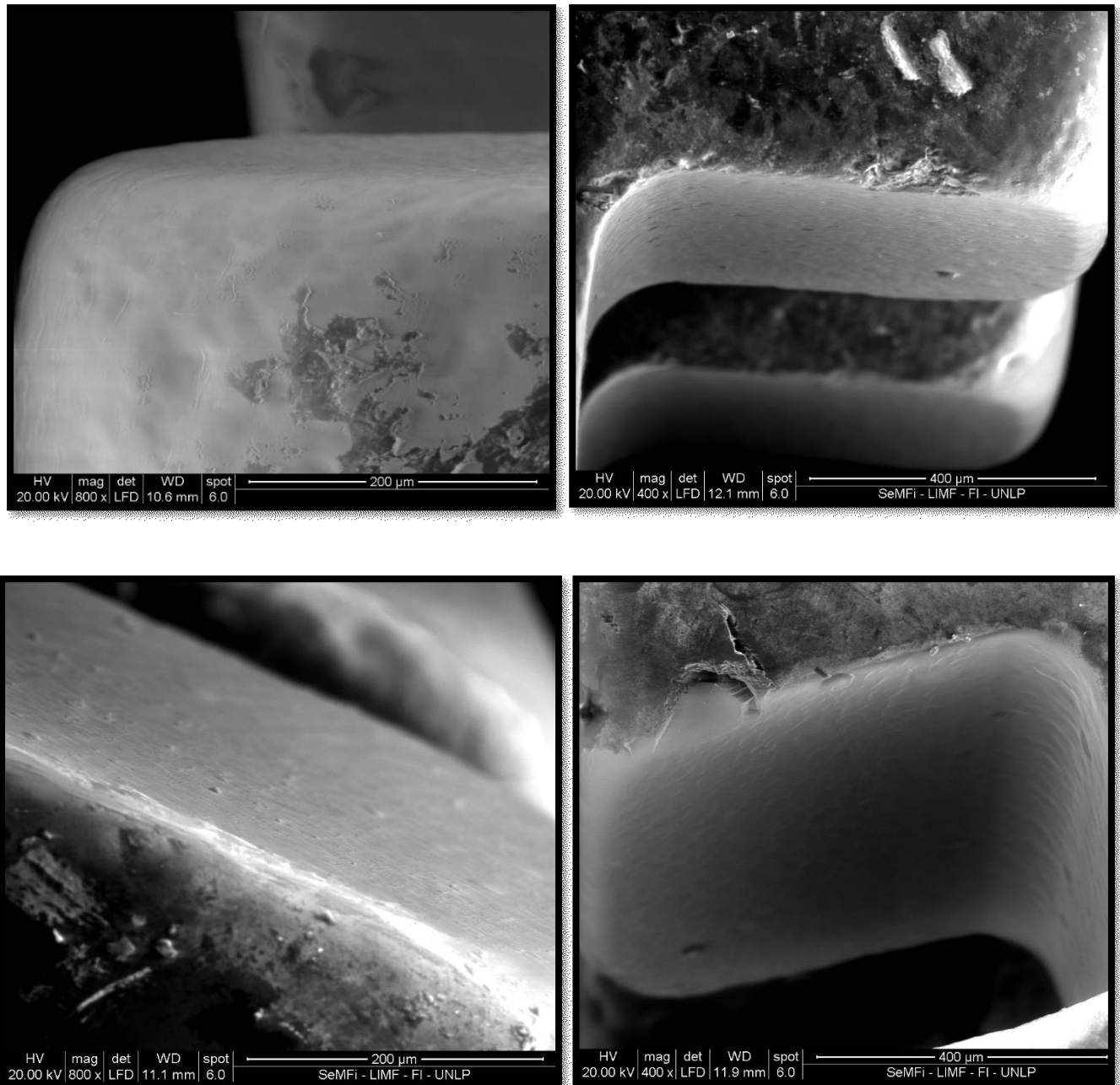


Ilustración 20. Fotografías al microscopio electrónico de barrido de la ampliación a nivel del ángulo de slot de brackets de zafiro mostrando la forma redondeada de las paredes. Fuente Primaria.



La resistencia al deslizamiento que se produce cuando el alambre está angulado en la ranura del bracket sin presentar deformación plástica del mismo se ha denominado Efecto Binding. Cuando dicha deformación pasa a ser permanente el efecto se denomina Notching. Tanto la cantidad de angulación de los dientes y la rigidez del alambre puede influir en el efecto vinculante. En Ortodoncia, durante la mecánica de deslizamiento, el movimiento del diente a lo largo del alambre no es continuo, ocurre en forma discontinuada generando primero una inclinación de la corona y luego el deslizamiento de la raíz.⁴⁰

Además de estos factores, existen otros que afectan la magnitud de la fricción en la interrelación arco bracket, los cuales se enumeran a continuación:

1.El tamaño, grosor, rigidez y geometría del alambre^{48, 48, 50, 51} y raspaduras, rugosidades e indentaciones^{52, 53} superficiales que presente dicho arco determina mayor resistencia al deslizamiento.

2. Fuerza y tipo de ligado.^{54, 55, 56, 57, 58, 59} La presión de la ligadura sobre el arco genera un aumento de la fricción y disminuye el deslizamiento. El arco se puede ligar al bracket por medio de elastómeros, ligaduras metálicas de 0.020 pulgadas o a través de un sistema de autoligado donde el bracket presenta una tapa que sostiene el arco dentro de su ranura. La resistencia al deslizamiento en un bracket con una ligadura genera una fricción de 177 N a diferencia de un bracket de autoligado que genera 87 N.

3. Espacio libre entre el bracket y el arco, torque angulación y dimensiones del bracket. Existe una holgura de 10° entre el alambre de 0.019 x 0.025 pulgadas y la ranura o slot que tiene una dimensión de 0.022 pulgadas. En la práctica esta dimensión de arcos se comporta mejor de lo esperado y se supone que se debe a la inclinación residual que todavía está sin corregir cuando se coloca el arco rectangular y que aparece intermitentemente durante el tratamiento mientras se genera el movimiento de las piezas dentarias. El efecto de torsión se produce en los puntos X e Y. ¹⁶ (Ilustración 21)

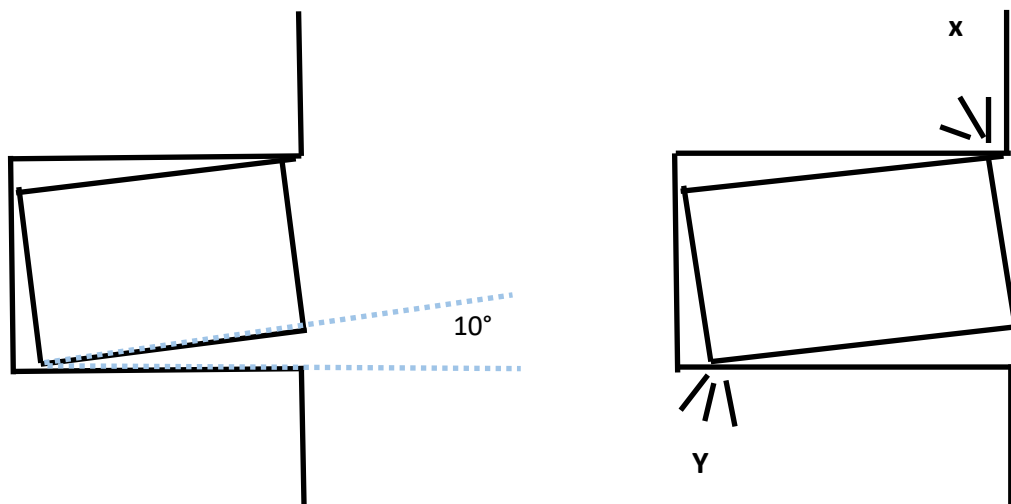


Ilustración 21. Puntos X Y en la interrelación arco bracket. Fuente Secundaria: Mecánica Sistematizada de Tratamiento. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H.



4. La distancia entre un bracket y otro influye en la magnitud de la fricción, así como también el medio en el que se deslicen dichos materiales involucrados^{51, 60, 61, 62} como la lubricación a través de la saliva.^{63, 64, 65}

5. La temperatura intraoral que escapa al control clínico interviene en el deslizamiento de los materiales involucrados.^{12, 66, 67} Desde la innovación de los arcos térmicos, la temperatura de la boca es otro factor a considerar en la fricción. En incisivos centrales y premolares es de 33- 36° el 79% del tiempo y es a 37° el 1% del tiempo. En un respirador bucal es de 30- 33°C, esto influye en los arcos térmicos que actúan bajo la temperatura intraoral.^{68, 69, 70}

6. El material constitutivo de las superficies en contacto es otro factor a considerar.^{71, 72, 73, 74, 75} El deslizamiento entre dos superficies se puede dar de dos maneras: un material duro deslizándose sobre uno blando o sobre un metal de dureza similar. En el primer caso, la superficie que tenga mayor dureza va a dañar la superficie menos dura, deformándola plásticamente; en este caso la fuerza de fricción es menor que en el segundo caso. En este último, las superficies deslizantes tienen durezas similares, los daños superficiales son mayores que en el primer caso y están presentes en ambas superficies, por lo que la fuerza de fricción es mayor.⁷⁶

7. Otra de las causas que influyen en la fricción es el pulido de la superficie del bracket, siendo máxima en los brackets de cerámica y en los brackets reciclados y mínima en los brackets metálicos.⁷



Los diferentes materiales que entran en juego en la relación bracket- arco presentan diferentes coeficientes de fricción.¹² Los brackets cerámicos fueron introducidos en la ortodoncia debido al incremento en las demandas estéticas por parte de los pacientes. Sin embargo, su uso ha conducido a problemas como el elevado coeficiente de fricción entre el bracket cerámico y el arco^{77, 78, 79} lo cual aumenta el tiempo de tratamiento y exige el uso de mayores fuerzas.^{51, 80, 81, 82, 83}

Así es como las tendencias actuales apuntan al desarrollo de materiales biocompatibles y estéticos con mejores características superficiales, que permitan disminuir la fuerza de fricción y faciliten la realización de los movimientos en forma óptima y además permitan la estética y funcionalidad que tanto el paciente como el profesional requieren para el desempeño de un tratamiento exitoso.⁸

El bracket ideal debe tener las siguientes características:

- Sencillo de identificar.
- Debe ofrecer el máximo control en los tres planos de espacio.
- Máxima efectividad biomecánica: capaz de corregir rotaciones y transmitir al diente la máxima información externa del arco e interna del slot o base del bracket.
- Resistente a la tracción y a las fuerzas masticatorias.
- Estético, fácil de limpiar y cómodo
- Estable física y químicamente, no debe alterar el esmalte ni producir tinciones.
- Fácil despegado
- Biocompatible.
- Económico.¹



Es por esto que se deben considerar las propiedades relevantes que debe conservar un bracket estético para su elección, como son:

1. La transparencia y mimetización con el esmalte dental.
2. La dureza y resistencia al desgaste que permite mantener la integridad de la superficie estructural del slot ante cargas mecánicas determinadas por el arco y la transmisión de expresar el torque y la información prescripta en el aparato.

En cuanto a la transparencia y la mimetización con el esmalte dental, las estructuras cerámicas por su composición estructural no absorben la energía luminosa y pueden ser transparentes. La anisotropía de la estructura cristalina puede hacer que los rayos luminosos sean refractados sin llegar a atravesar el cuerpo y así aparece opaco o solo translúcido en las estructuras multicristalinas. ⁶

En cuanto a la dureza y la resistencia al desgaste, los brackets cerámicos o compuestos tienen valores de fricción superiores a los metálicos; además por su dureza los cerámicos suelen desgastar el arco elevándola todavía más. ⁶

Teniendo el conocimiento de las propiedades de los materiales podemos anticipar si un determinado producto va a ser útil o no y si puede esperarse que con él se obtengan resultados superiores a los que se logran con otros materiales.

Las propiedades físicas de los materiales dependen de la materia con la que están formados, en algunos casos de los átomos que la componen y en otros de las uniones entre ellos. ^{6, 84}



La estructura de la materia que los compone condiciona sus características y otorgan diferentes propiedades a los materiales. El conocimiento de estas propiedades permite al ortodoncista seleccionar el más adecuado y el que mejor pueda encarar una determinada situación de tratamiento. Actuando con precisión es posible hacer una mejor selección y por ende obtener mejores resultados en la resolución de un caso clínico.

Para poder entender mejor la composición estructural y el comportamiento de los materiales con que son fabricados los brackets es indispensable conocer algunos conceptos básicos, comenzando por definir que es la materia.

La materia es todo aquello que tiene masa y, por lo tanto, ocupa un lugar en el espacio. Está formada por partículas que guardan cierta relación entre sí. Cuando cada partícula mantiene una posición definida con respecto a las que la rodean, la materia se presenta en estado sólido.^{6, 84}

La materia está constituida por átomos. Según la tabla periódica de Mendeleiev indica la existencia de dos grandes grupos de elementos y, por lo tanto, de átomos: los metálicos y los no metálicos.^{6, 84}

Los materiales pueden clasificarse, en función de su tipo de materia o átomos que los constituyen, en: metálicos, cerámicos y orgánicos.

La presencia de átomos distintos en cada uno de ellos hace que sean diferentes las condiciones y las fuerzas con las que se relacionan para constituir materiales en estado sólido y, por lo tanto, sus características se diferencian totalmente.



En los materiales cerámicos los dos tipos de uniones que determinan el estado sólido están constituidos por átomos metálicos y no metálicos. La forma de unión entre estos elementos se forma por enlaces de unión o enlace iónico o electrovalencia o por uniones covalentes. A diferencia de los materiales metálicos, en la estructura de los materiales cerámicos no se forma una nube electrónica, ya que las uniones se dan a través de ceder o compartir electrones de la última orbita para generar las uniones entre los diferentes átomos constituyentes.^{6, 84}

Al unirse entre sí para constituir solidos los átomos o las moléculas de los materiales se distribuyen en el espacio de manera tal que se encuentren ubicados a igual distancia con respecto a los vecinos en posiciones relativas equivalentes para formar una estructura regular ordenada o cristalina. Esto significa que, si trazáramos líneas imaginarias entre los átomos, los iones o las moléculas que forman la estructura se obtendría una figura geométrica regular o reticulado espacial.^{6, 84}

Para conocer el reticulado espacial es suficiente conocer la unidad más pequeña que se repite y da lugar al conjunto. Esta unidad se llama celda unitaria. Para que un bloque solido de un tamaño que se haga perceptible a la vista no es usual que esté constituido por un solo cristal, lo frecuente es que la estructura sea multicristalina con una determinada cantidad de cristales formando la masa total.⁶

Es importante tener presente que la estructura interna de los materiales no guarda una regularidad como la descripta, lo usual es encontrar zonas con ausencia de algún átomo o de grupos de átomos. Estos defectos se suelen denominar dislocaciones y su presencia afecta el comportamiento de los materiales.⁶



Las fuerzas mecánicas pueden producir modificaciones en la estructura de la materia. Las propiedades mecánicas de un material permiten conocer su comportamiento ante la acción de fuerzas externas. Para que una modificación interna se produzca deben actuar dos fuerzas opuestas y su acción debe producir una modificación en la posición y en la distancia entre los átomos y las moléculas que externamente se traduce como deformación.⁶

Los átomos tienden a mantener constante la ubicación relativa y la distancia entre ellos ya que existen fuerzas de cohesión que así lo condicionan. Al producirse una deformación se generan entre ellos fuerzas que se oponen a la acción de una carga generando una tensión que se opone a las fuerzas externas que es una resultante de las fuerzas generadas o inducidas entre átomos que tienden a mantener su posición original.

Conociendo el comportamiento a nivel atómico de la materia cuando es aplicada una fuerza sobre su estructura, se debe tener en cuenta en el aspecto clínico que, los brackets cerámicos se encuentran inmersos en el medio bucal durante un tratamiento de ortodoncia y son sometidos a diferentes fuerzas tanto de la masticación como de las fuerzas propias aplicadas dentro del marco de la mecánica del tratamiento implementado. Estas fuerzas que recibe la estructura cerámica del bracket, se pueden clasificar en tensión, deformación y resistencias.

Las tensiones compresivas se producen cuando dos fuerzas de igual dirección actuando sobre la misma recta y en sentido contrario genera una tendencia a disminuir la longitud de la estructura comprimiéndola. Se produce así una deformación en compresión. La resistencia compresiva es la tensión máxima que el bracket o estructura puede llegar a resistir sin producir modificaciones estructurales.⁶



Las deformaciones traccionales son fuerzas de igual dirección y sentido contrario que tienden a aumentar la longitud de la estructura estirándola. La máxima tensión traccional que puede llegar a resistir una estructura sin deformarse se llama resistencia traccional.⁶

Estos tipos de tensiones mencionadas no se manifiestan en forma pura, es decir que se combinan y se dan simultáneamente en conjunto y manifestando la resistencia flexural del cuerpo en el que son aplicadas.

Si las fuerzas externas son suficientemente grandes, puede superarse la tensión máxima posible de inducir, es decir la energía mecánica puede superar las fuerzas dadas por las uniones químicas llevando a la ruptura del cuerpo que es la separación de los átomos o moléculas que lo componen. La tensión máxima que puede soportar un material se llama resistencia. El valor de la resistencia está relacionado con las uniones químicas y cuanto más firmes sean mayor será la resistencia del material.

Los materiales cerámicos presentan gran rigidez al tener uniones de gran energía no es posible desplazar los átomos lo que implica llevar iones de igual carga a una proximidad inmediata lo que hace que no sean resilientes ni tenaces lo que indica que no pueden absorber el impacto sin romperse.⁶

De esta manera, las dislocaciones presentes en las estructuras cerámicas no pueden trasladarse por movilización de átomos, sino que se propague en forma de rajadura produciendo una ruptura súbita del material sin presentar ninguna deformación permanente previa si la carga aplicada es suficiente para que esto se produzca.⁶
(Ilustración 22 y 23)

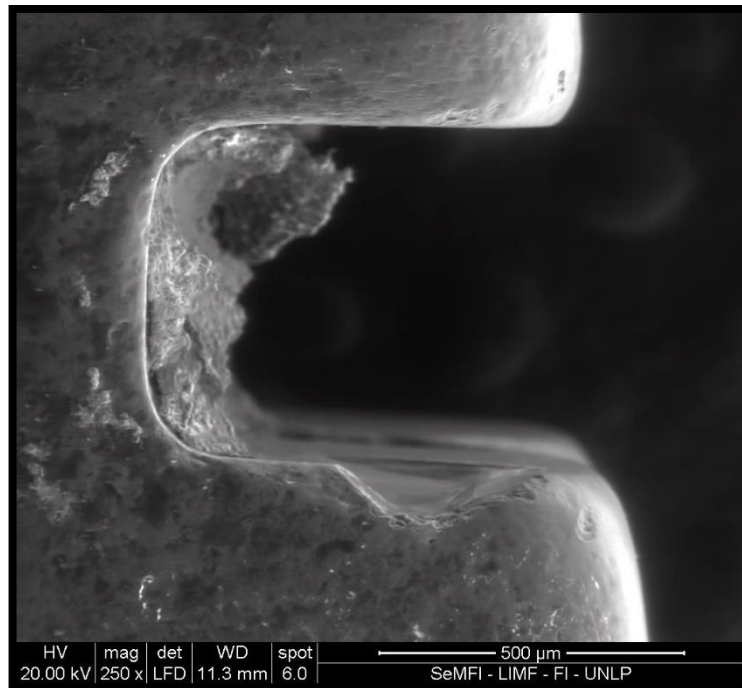


Ilustración 22. Fotografía al microscopio electrónico de barrido de un bracket de zafiro retirado luego de un tratamiento de ortodoncia finalizado donde se observa la ruptura del borde inferior del slot. Fuente Primaria.

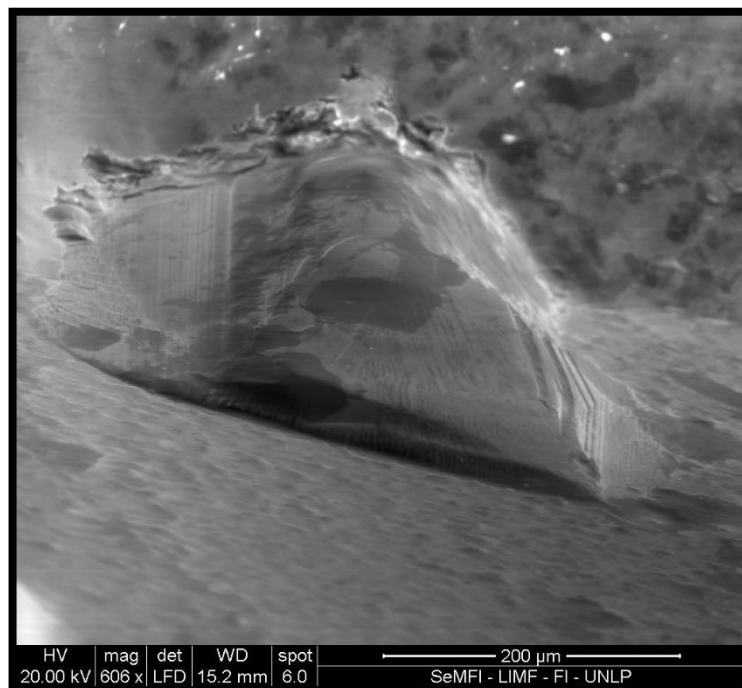


Ilustración 23. Fotografía al microscopio electrónico de barrido de la ruptura de la estructura de un bracket de zafiro retirado luego de finalizado el tratamiento de ortodoncia. Fuente Primaria.



A nivel estructural, los brackets cerámicos están fabricados a base de trióxido de aluminio. Existen dos tipos de brackets de alúmina: policristalinos y monocristalinos o de zafiro.

El zafiro sintético es el tercero en el orden de dureza luego del diamante y la alúmina. Si bien se logra con ellos una estética satisfactoria, estos brackets son frágiles y de baja resistencia a la fractura. ⁶

La composición química es una mezcla de óxidos de aluminio, hierro y titanio, el cual le da su color característico azul. Su fórmula química es Al_2O_3 . Sus átomos están dispuestos en una estructura cristalina trigonal, de clase hexagonal.

A través de un espectograma, se puede determinar la composición química de los brackets cerámicos. Con este estudio se observó que presentan como principal componente en su estructura atómica el óxido de aluminio y en menor proporción silicio, fósforo y carbono.

El óxido de aluminio es uno de los principales elementos que otorga propiedades físicas como son la resistencia a la tracción, la resistencia a la fractura, la dureza del material y la fricción. ⁸⁵ (Tabla 3 y 4)

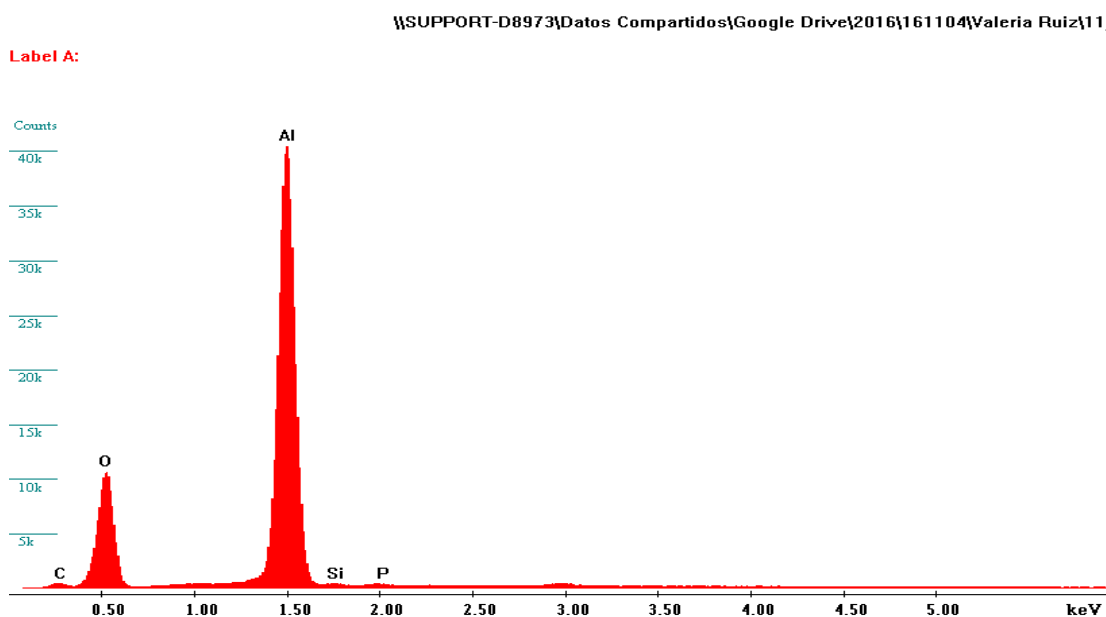


Tabla 3. Espectograma realizado en un bracket de pieza dentaria 11 que muestra la composición química de la estructura de un bracket de zafiro de la marca comercial American Orthodontics. Fuente Primaria.

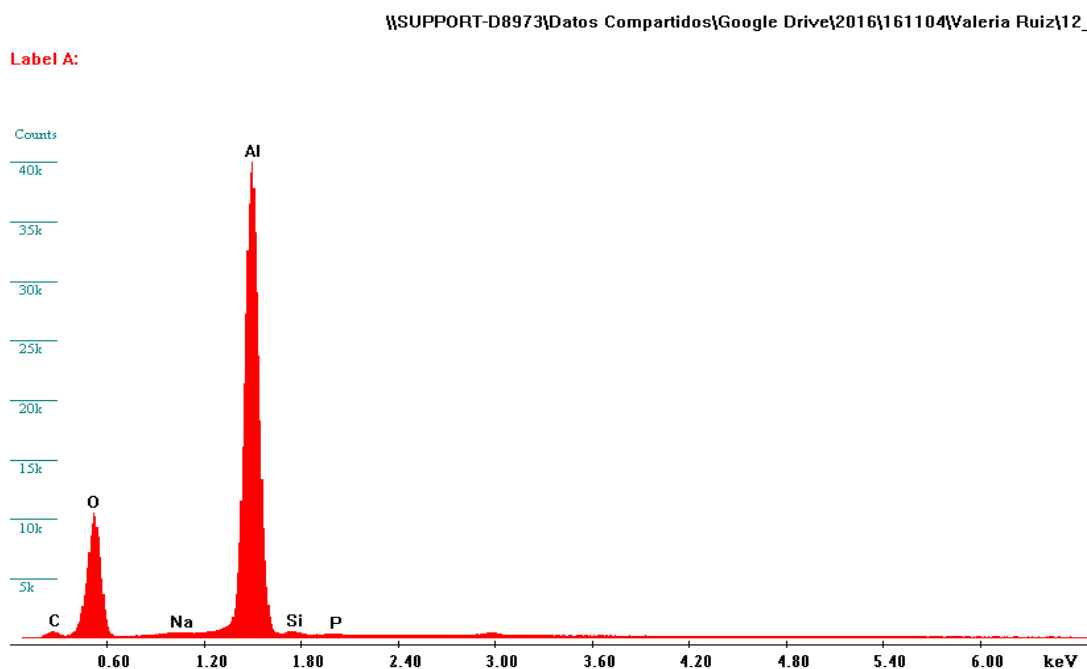


Tabla 4. Espectograma realizado en un bracket de pieza dentaria 12 que muestra la composición química de la estructura de un bracket de zafiro de la marca comercial American Orthodontics. Fuente Primaria.



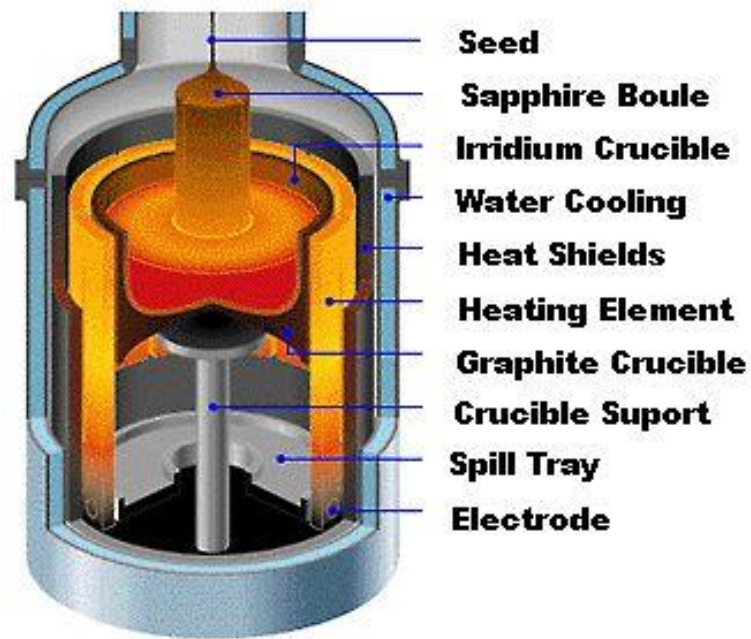
Existen tres opciones de brackets estéticos: alúmina policristalina, alúmina monocristalina también llamada “cristal de zafiro” y el policarbonato. Todos estos materiales tienen diferentes características y diferentes procesos de manufactura.¹⁹

Los brackets de policarbonato son manufacturados por inyección de moldes, tienen la desventaja de presentar una mecánica de tratamiento pobre, especialmente en cuanto a expresión de torque, tienen una marcada tendencia a teñirse en forma temprana y en ocasiones las aletas se erosionan cuando entran en contacto con dientes antagonistas.

Los brackets cerámicos pueden ser manufacturados por maquinado CNC o por CIM (Ceramic Injection Molding)⁸⁶

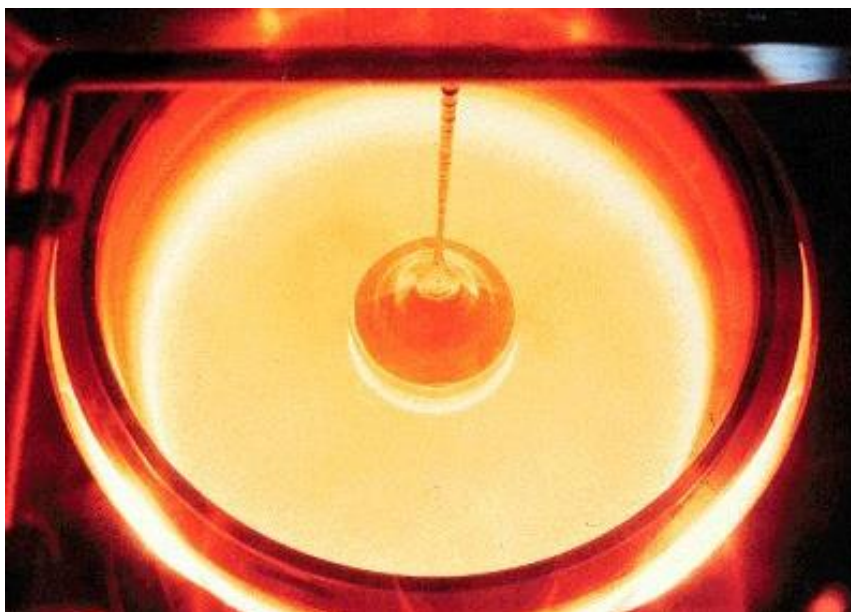
Los brackets monocristalinos son fabricados a partir de un núcleo de cristal montado en un vástago que se sumerge en el material fundido. La varilla del núcleo de cristal se tira hacia arriba y se gira al mismo tiempo. Se debe controlar con precisión los gradientes de temperatura, la velocidad de tracción y la velocidad de rotación para luego extraer un lingote cilíndrico de un solo cristal de la masa fundida llamado boule de zafiro.⁸⁷

El proceso debe realizarse en una atmósfera controlada y en cámara inerte. La carga se mantiene a una temperatura ligeramente por encima del punto de fusión. No se agrega ni se elimina ningún material siendo un proceso conservador. El cristal crece a medida que los átomos de la masa fundida se adhieren al núcleo de cristal. (Ilustración 24 y 25)⁸⁷



Saphire Growing Station

Ilustración 24. Fabricación del cristal de zafiro. Fuente Secundaria: American Orthodontics.



Sapphire Boule

Ilustración 25. Fotografía de la fabricación del cristal de zafiro y la obtención del boule de zafiro. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

OD. RUIZ VALERIA

Las ventajas de esta técnica de fabricación permiten un crecimiento de la superficie libre de estrés, el cristal se puede observar durante el proceso de crecimiento, se pueden obtener grandes cristales, buena homogeneidad radial y alta perfección cristalina.

En cuanto a los inconvenientes se pueden mencionar el comienzo delicado y sofisticado control adicional, delicada mecánica (el cristal tiene que ser girado y la rotación del crisol es deseable), no se puede cultivar materiales con alta presión de vapor y el proceso es discontinuo con lo cual la productividad es limitada.

El tamaño normal del boule de zafiro terminado es de unas 8 pulgadas de diámetro y 30 pulgadas de largo. Se toma una sección del boule de zafiro para ser maquinada utilizando una fresadora CNC. (Ilustración 26 a 30)

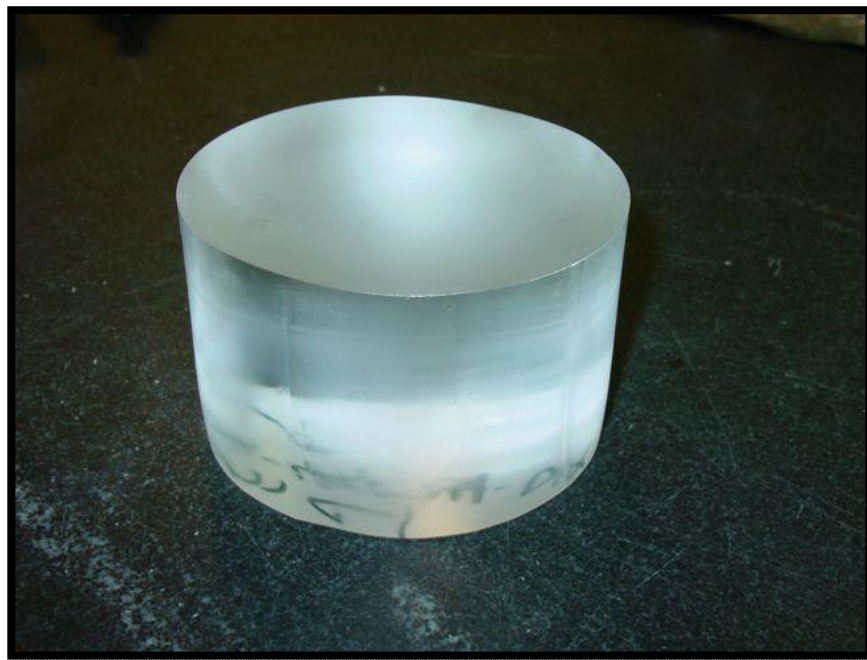


Ilustración 26. Sección del boule de zafiro listo para ser maquinado. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

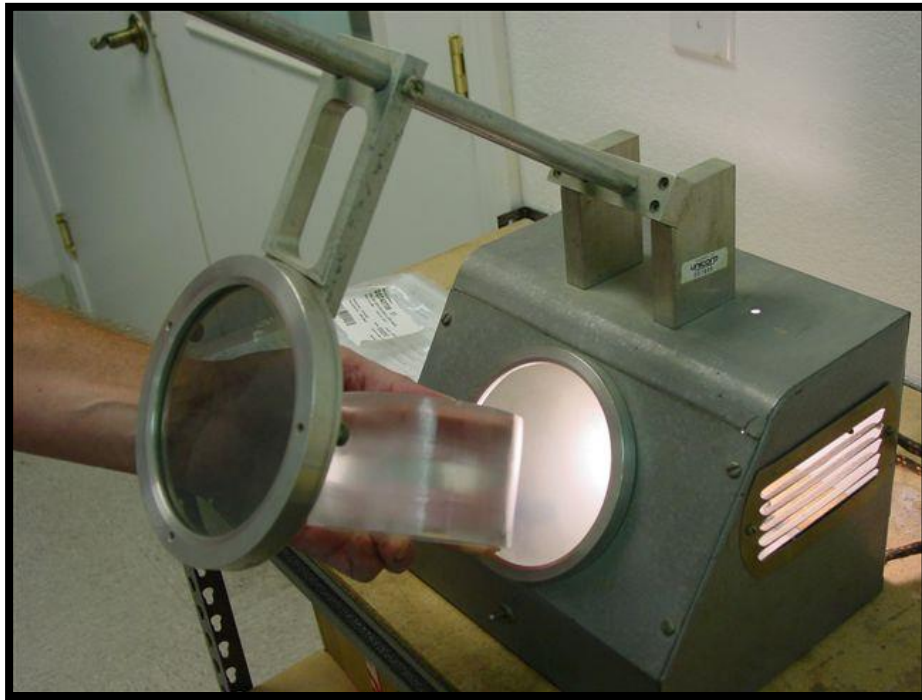


Ilustración 27. Detección de la orientación del hilo antes de cortar en varillas. Fuente Secundaria: American Orthodontics.



Ilustración 28. Corte del boule de zafiro. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

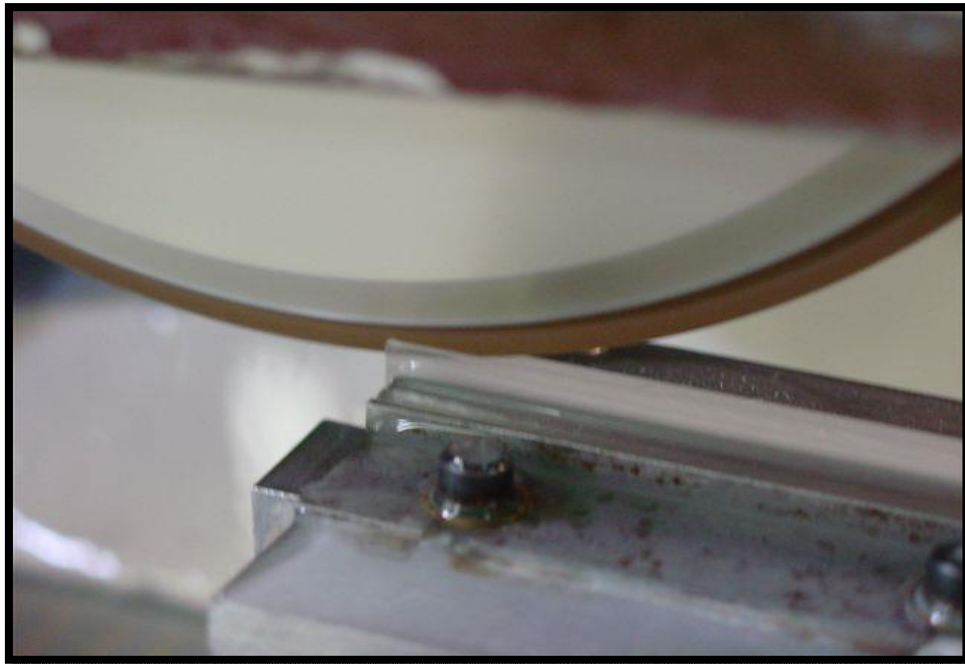


Ilustración 29. Ranura de corte. La ranura del arco se hace de la misma manera. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

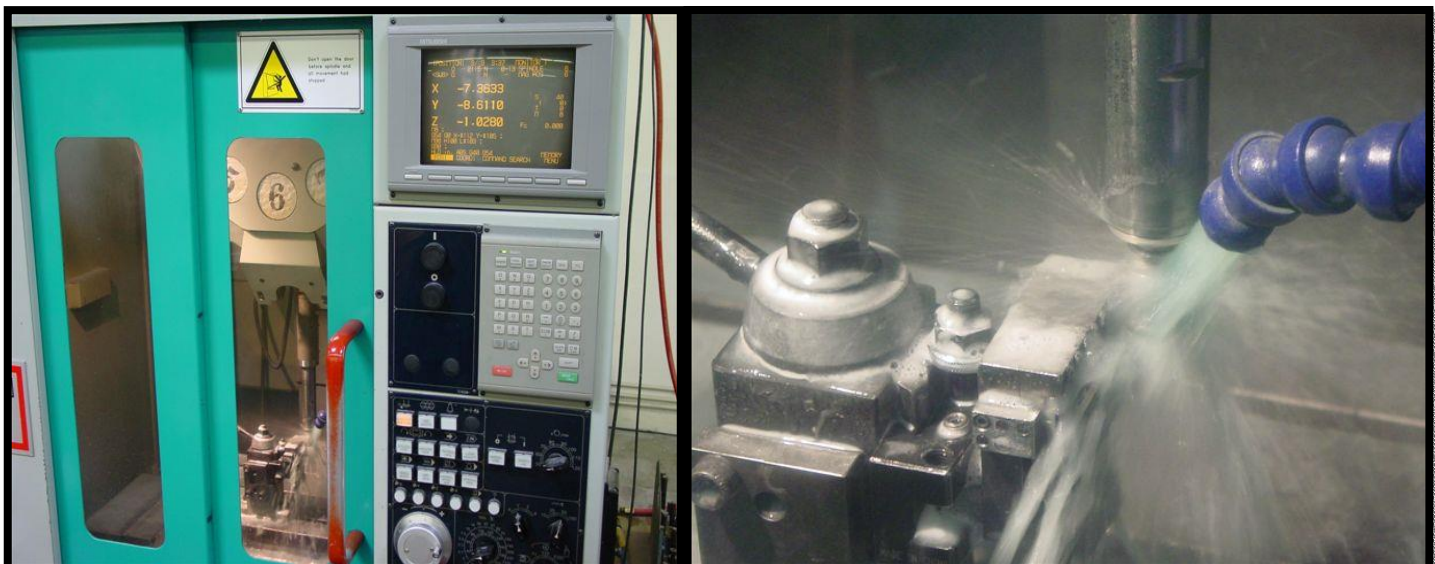


Ilustración 30. Mecanizado del radio de base utilizando una fresadora CNC. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

Los brackets manufacturados por CIM tienen una enorme ventaja sobre los maquinados por CNC. Los brackets policristalinos CIM tienen más espacio debajo de las aletas, lo que permite colocar más que solo un elastómero para ligar el bracket al arco y con esto otorga más opciones mecánicas, las aletas más delgadas hacen el ligado más sencillo, las ranuras más profundas dan una mejor estética ya que el arco “se oculta” entre las aletas y una ranura más precisa desde luego expresa mejor la prescripción.⁸⁸

A diferencia de los brackets policristalinos, la alúmina monocristalina no puede ser inyectada, la única forma de manufacturar con ella es por CNC.¹⁹

Una vez maquinados, se controla el perfil del bracket y las aletas y en la base los fragmentos de alúmina irregulares están incrustados en el centro de la base del soporte para una unión fuerte y confiable. (Ilustración 31 y 32)

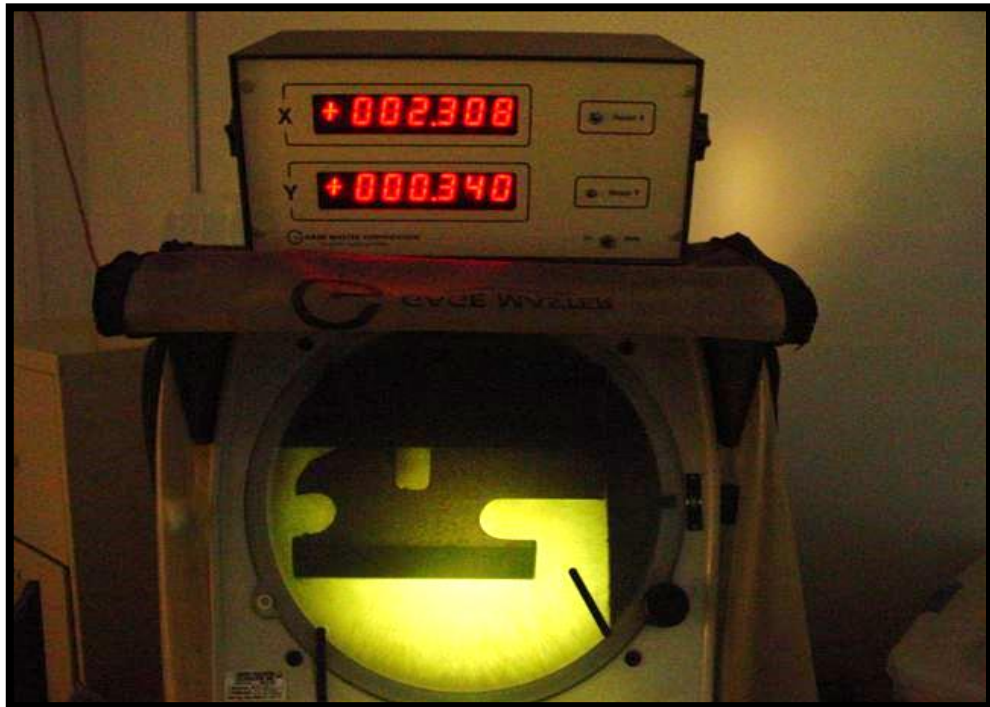


Ilustración 31. Inspección del perfil y las aletas del bracket. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

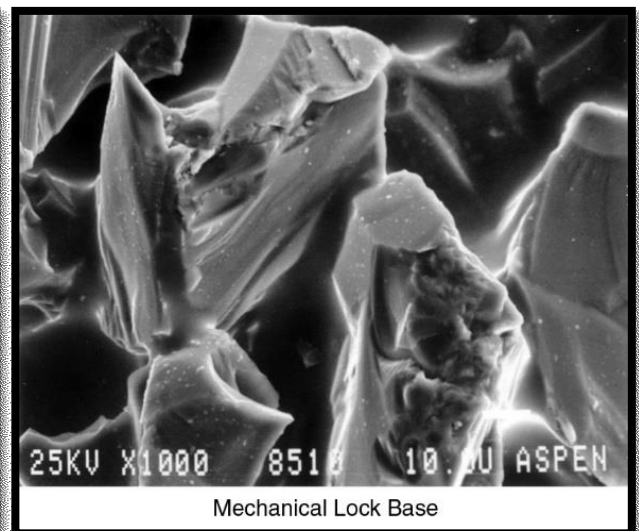
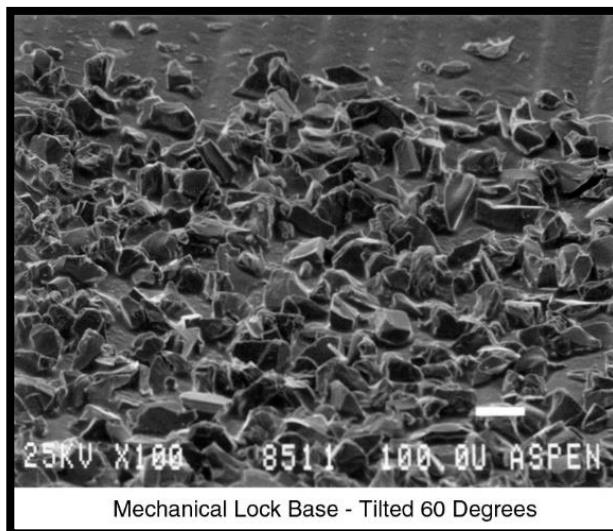
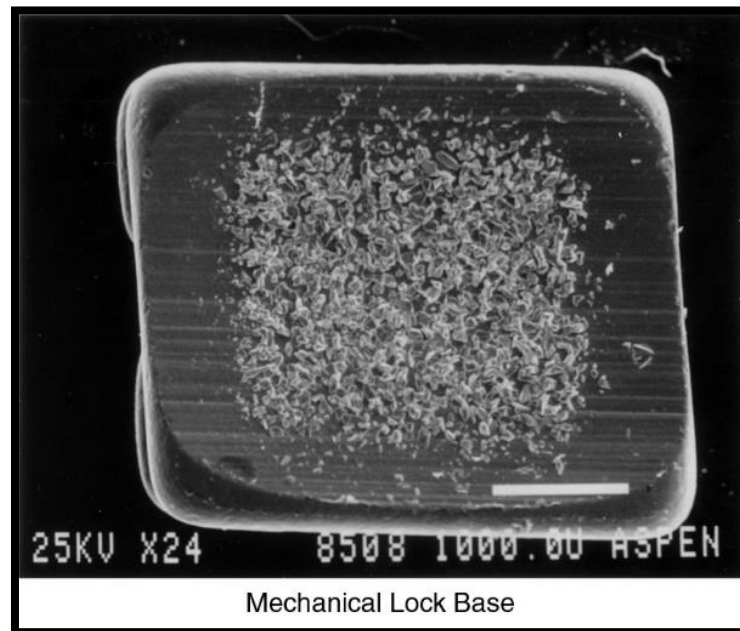


Ilustración 32. Estructura de la base del bracket mostrando los fragmentos de alúmina irregulares para una mejor mecánica de adhesión al esmalte dentario. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

Luego, se realiza un proceso de pulido de calor que genera energía suficiente para eliminar totalmente cualquier rugosidad microscópica o defectos que puedan comprometer la integridad del bracket. Además, ayuda a mejorar la mecánica de deslizamiento y mejora la resistencia a la fractura por torsión.^{89,90} (Ilustración 33 y 34)

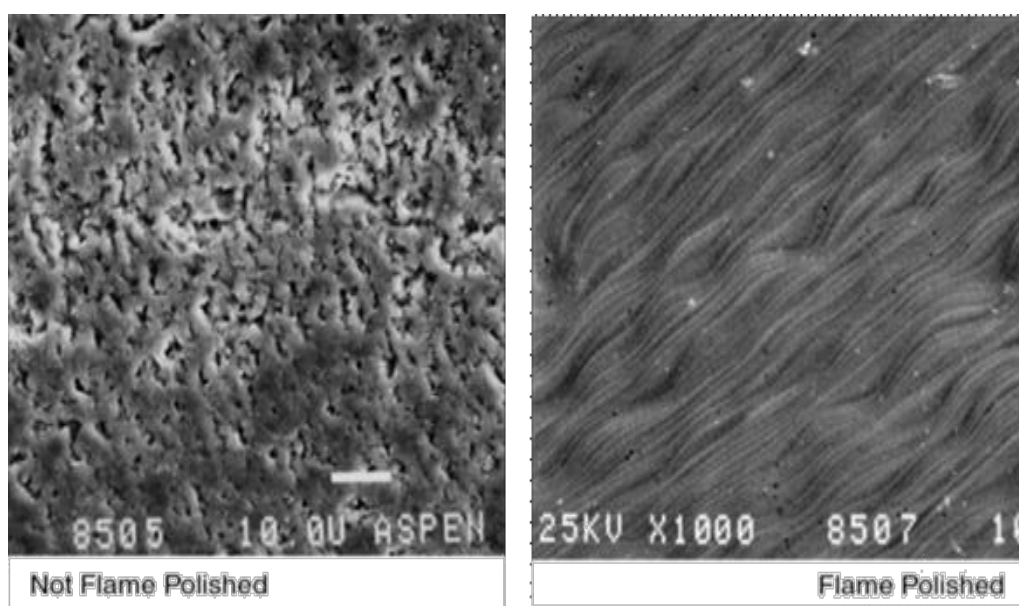


Ilustración 33. Fotografías comparativas al microscopio electrónico de la superficie del bracket sin y con tratamiento térmico. Fuente Secundaria: American Orthodontics.



Ilustración 34. Fotografías de un bracket de zafiro en el resultado final de su manufactura. Fuente Secundaria: American Orthodontics.

Durante el proceso de fresado, se forman microfisuras y porosidades sobre la superficie del zafiro puro. Si se dejan sin tratar, estas imperfecciones podrían comprometer su integridad bajo tensión.

El pulido térmico elimina estas imperfecciones de la superficie del bracket, alisa las microporosidades o defectos que pueden comprometer su integridad durante su función.

La mecánica de deslizamiento se mejora y los brackets de zafiro resisten la fractura por torque tres veces más que los brackets policristalinos.

La forma en que los brackets son manufacturados determina algunas características físicas como por ejemplo la forma de los hooks, el espacio bajo las aletas, el grosor y forma de estas, la precisión en la ranura y el contorno de la base. Estas características inciden en la comodidad del paciente durante el tratamiento y en la eficiencia con que el ortodoncista trabaja con los brackets en la boca del paciente.¹⁹ (Ilustración 35)

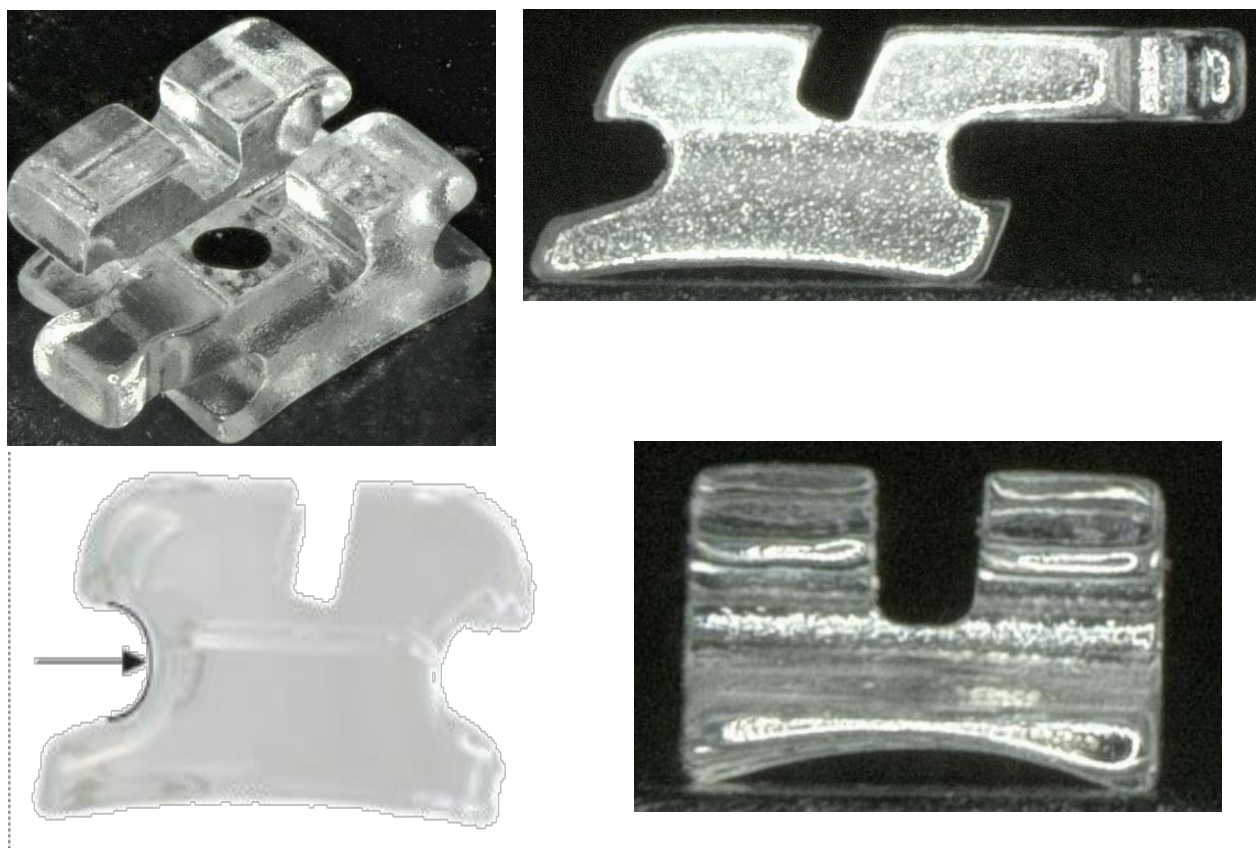


Ilustración 35. Fotografías de brackets de zafiro mostrando el grosor y perfil de las aletas redondeado, slot y perfil de la base. Fuente Secundaria: American Orthodontics.



OD. RUIZ VALERIA

La morfología de la base, la microestructura y la composición de cada bracket pueden alterar el comportamiento clínico durante el tratamiento.^{6,13} Las características superficiales del material con que es confeccionado el slot o ranura es de gran importancia al igual que las características superficiales del arco debido a los fenómenos de fricción que entre ambas partes puede producirse.^{6, 19, 91, 92, 93}

La resistencia a la tracción de un cerámico depende del espesor del material y de los defectos de su superficie. El proceso de fabricación es muy importante para determinar la resistencia del material cerámico. La presencia de poros e imperfecciones durante los procedimientos de fabricación contribuyen a la reducción de la resistencia a la fractura. El desprendimiento de un grano cristalino puede disminuir significativamente la resistencia.

La resistencia a la fractura del material es la carga total de energía requerida para causar su fractura. Los valores de resistencia a la fractura son 20 a 40 veces más bajos que los del acero inoxidable. Por lo tanto, es más fácil fracturar un bracket cerámico que uno metálico.^{85, 89, 90}

Una rayadura en la superficie del material monocristalino o policristalino reducirá en forma drástica la carga requerida para fracturarla, mientras que la misma rayadura sobre una superficie metálica tendrá un efecto escaso o nulo sobre la fractura bajo carga. La elongación de la cerámica hasta la fractura es de menos del 1% en comparación con la elongación del acero inoxidable que es de alrededor del 20% hasta que por último se fractura.

Cuando un arco es ligado al bracket se generan tensiones traccionales. La reducción de volumen de las aletas o en la masa de interconexión de ellas puede disminuir la resistencia a la fractura al igual que la presencia de porosidad y rugosidad superficial del cerámico. Estos defectos se pueden atenuar con un tratamiento térmico y sinterizado como fue mencionado anteriormente.



OD. RUIZ VALERIA

El bracket recibe fuerzas transmitidas por el arco, además de verse sometido a las fuerzas de la masticación e inmerso en un medio salival en forma continua, la duración del tratamiento, las variaciones en la temperatura y el PH intraoral pueden causar la biodegradación de estos materiales cambiando algunas de sus propiedades lo que puede comprometer su performance clínica y la transmisión de toda la información contenida en esa ranura hacia la pieza dentaria.⁸²

Si en el transcurso del tratamiento la ranura sufre desgastes en su angulación, microfracturas en la estructura molecular del material implementado en su confección, deformación por las fuerzas transmitidas, no puede ser capaz de transmitir al final del tratamiento la información para lo cual fue confeccionado en su fabricación.⁸⁹ Así como también puede generar mayor fricción durante el transcurso del tratamiento dificultando el deslizamiento del arco sobre la ranura durante el movimiento dentario.

Es por esto que, en el presente trabajo, se toma en consideración la ranura o slot del bracket por su gran importancia en la transmisión de la información presente en su estructura para generar el movimiento en la pieza dentaria deseado y por su implicancia en el aspecto clínico para lograr un tratamiento de ortodoncia exitoso.

CARRERA DE ESPECIALIZACION EN ORTODONCIA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA



OD. RUIZ VALERIA



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA


FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

HIPOTESIS



FORMULACIÓN DE LA HIPÓTESIS

H: El slot o ranura de los brackets de zafiro sufre cambios dimensionales o desgaste en su estructura durante el tratamiento de ortodoncia al ser sometidos a fuerzas biomecánicas en la intimidad arco - bracket.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

OBJETIVOS



OBJETIVOS GENERALES:

Determinar el desgaste o cambio dimensional en la estructura del material en las paredes del slot o ranura de los brackets de zafiro tanto en la arcada superior como inferior.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Estudiar la angulación de las paredes de la ranura o slot de los brackets de zafiro y la integridad de la superficie estructural del material constituyente en brackets sin uso clínico.

Estudiar la angulación de las paredes de la ranura o slot de los brackets de zafiro y evaluar el desgaste de la superficie del material en brackets utilizados en la resolución de un caso clínico de un paciente y retirados al finalizar el tratamiento de ortodoncia.


Comparar la angulación de las paredes de la ranura o slot de los brackets de zafiro y el desgaste en la superficie estructural del material en un caso sin uso clínico, con la ranura o slot de los brackets de zafiro utilizados luego de concluir un tratamiento de ortodoncia.

VARIABLES:

Identificación de las variables:

Nº1. Brackets de zafiro de la arcada superior e inferior sin uso clínico.

Nº2. Brackets de zafiro de la arcada superior e inferior retirados al finalizar un tratamiento de ortodoncia.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

MATERIAL



MATERIAL:

- Juego de brackets *sin uso clínico*:

Brackets de zafiro de todas las piezas de la arcada del maxilar superior e inferior.
Marca comercial American Orthodontics (AO). Radiance Plus. Prescripción MBT.

- Juego de brackets *con uso clínico*:

Brackets de zafiro de todas las piezas de la arcada del maxilar superior e inferior retirados luego de la resolución de un caso clínico en el tratamiento de ortodoncia de un paciente utilizados desde el inicio a su finalización. Marca comercial American Orthodontics (AO). Radiance Plus. Prescripción MBT.

- Microscopio electrónico de barrido:

Microscopio electrónico de barrido ambiental ESEM (Environmental Scanning Electron Microscopy). Modelo FEI ESEM Quanta 200.

Capacidad analítica a través de un sistema dispersivo en energías EDS (Energy Dispersive Spectrometer).

Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.

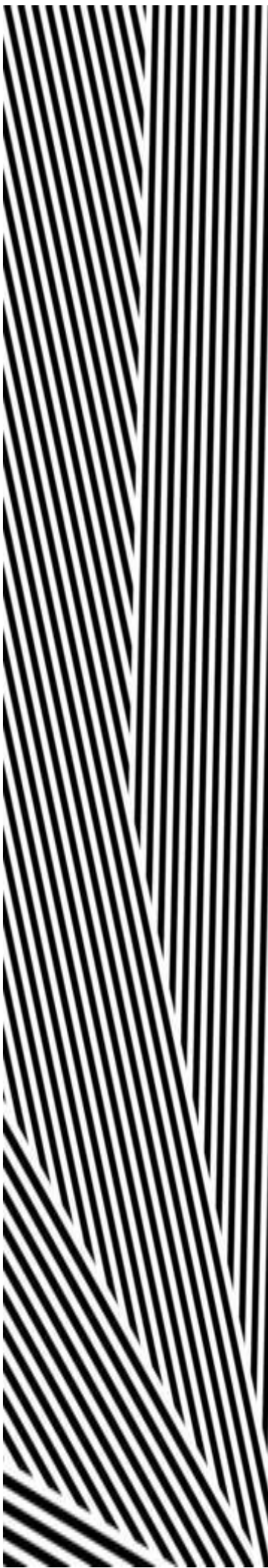


Criterios de Inclusión:

- Brackets de zafiro.
- Brackets de la marca comercial American Orthodontics.
- Brackets de técnica MBT.
- Brackets con slot de 0.022 pulgadas.

Criterios de Exclusión:

- Brackets metálicos o policristalinos.
- Brackets con otra filosofía distinta a MBT.
- Brackets con slot de 0.018 pulgadas.
- Brackets autoligables.
- Brackets linguales.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

METODO

MÉTODO:

PROCEDIMIENTO PARA LA OBTENCIÓN DE LA MUESTRA

Preparación en forma individual de cada uno de los brackets de zafiro sin uso clínico tanto del maxilar superior como inferior para la observación y medición de la ranura o slot de los brackets en un plano sagital. (Ilustración 36)



Ilustración 36. Fotografía de un juego de brackets de zafiro prescripción MBT marca comercial American Orthodontics. Fuente Primaria.



Preparación en forma individual de cada uno de los brackets de zafiro usados clínicamente en la resolución de un tratamiento de ortodoncia tanto del maxilar superior como inferior para la observación y medición de la ranura o slot de cada uno de los brackets en un plano sagital. (Ilustración 37)

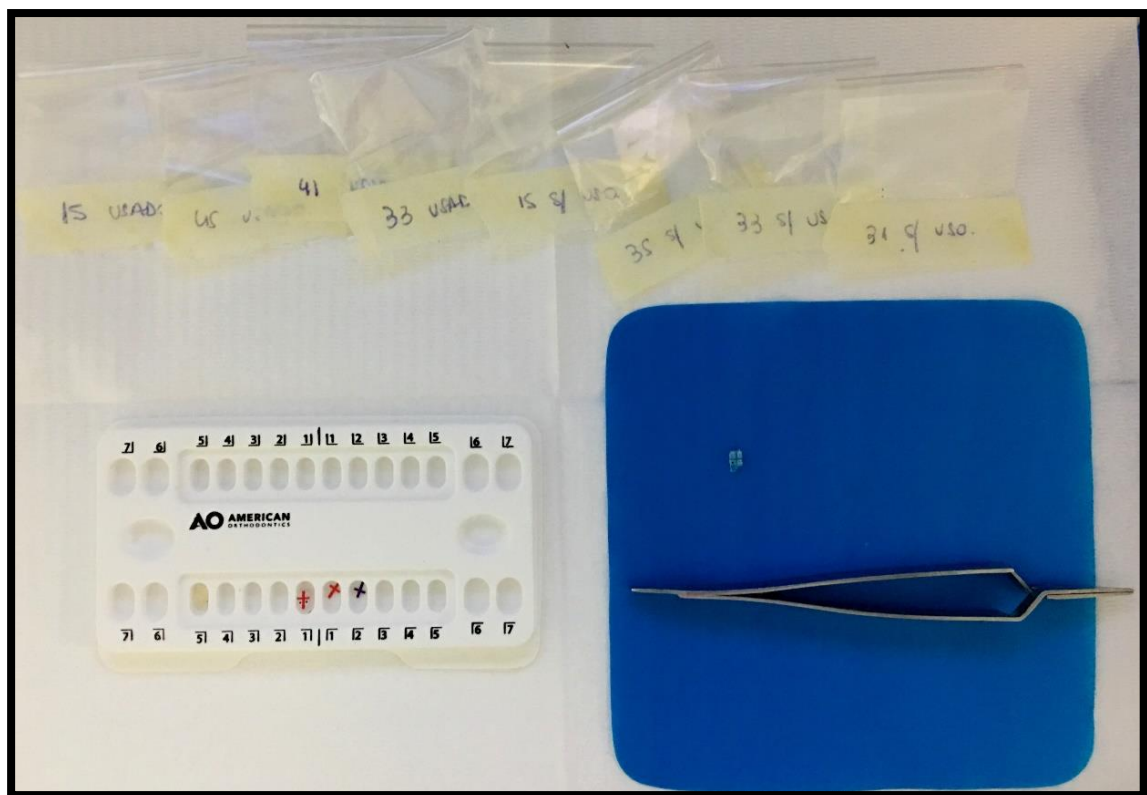


Ilustración 37. Fotografía de la preparación de los brackets para ser observados en el microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.

PREPARACION DE LAS MUESTRAS PARA SER OBSERVADAS AL
MICROSCOPIO ELECTRONICO DE BARRIDO

Las muestras fueron lavadas con alcohol absoluto 96 % vol. y secadas con aire, luego fueron cepilladas con un cepillo de dientes para remover los restos orgánicos presentes antes de ser introducidas en la cámara del microscopio electrónico de barrido.

En el laboratorio las muestras fueron manipuladas con guantes de latex/nitrilo y pinzas para evitar dejar huellas sobre las mismas y perjudicar el análisis del EDS. Esta precaucion se toma en cuenta debido a que la suciedad que queda en la superficie de la muestra es quemada por el haz de electrones y puede ensuciar la cámara del equipo. (Ilustración 38)

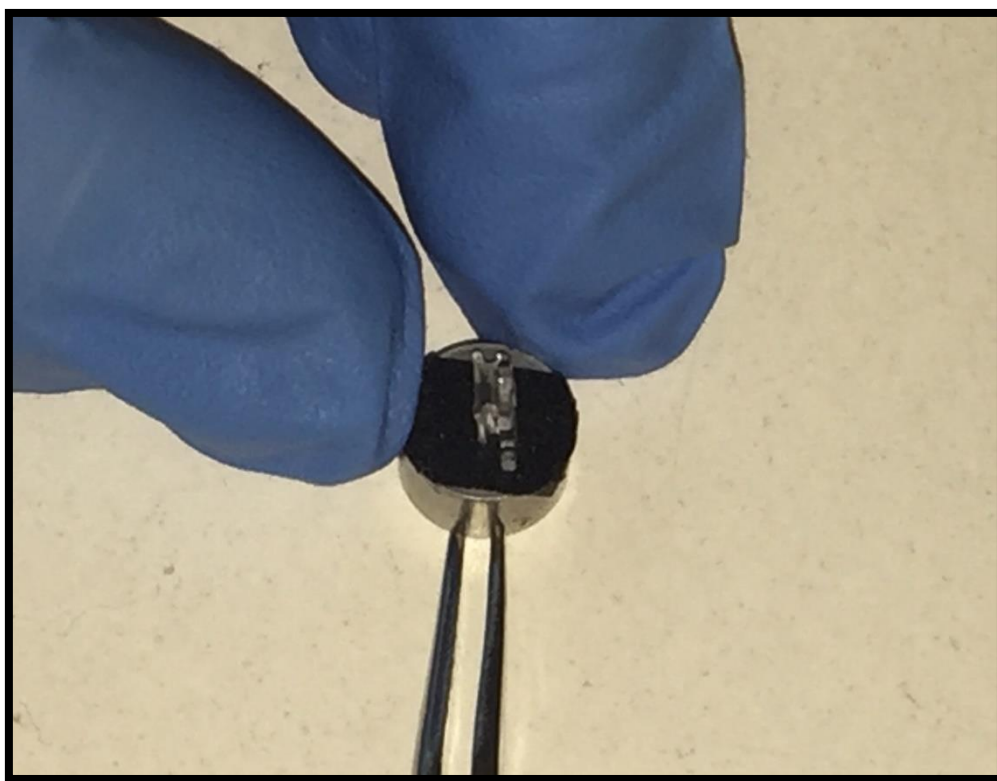


Ilustración 38. Fotografía de la manipulación de los brackets para ser observados en el microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.

Una vez preparadas en forma individual las muestras se colocaron en porta muestras que son cilindros de 1cm de diámetro de Al o Cu-Zn y fueron pegadas con cinta doble faz de grafito o pintura de plata. En el porta muestras del equipo se pueden colocar 7 muestras simultáneamente para ser observadas. (Ilustración 39 y 40)

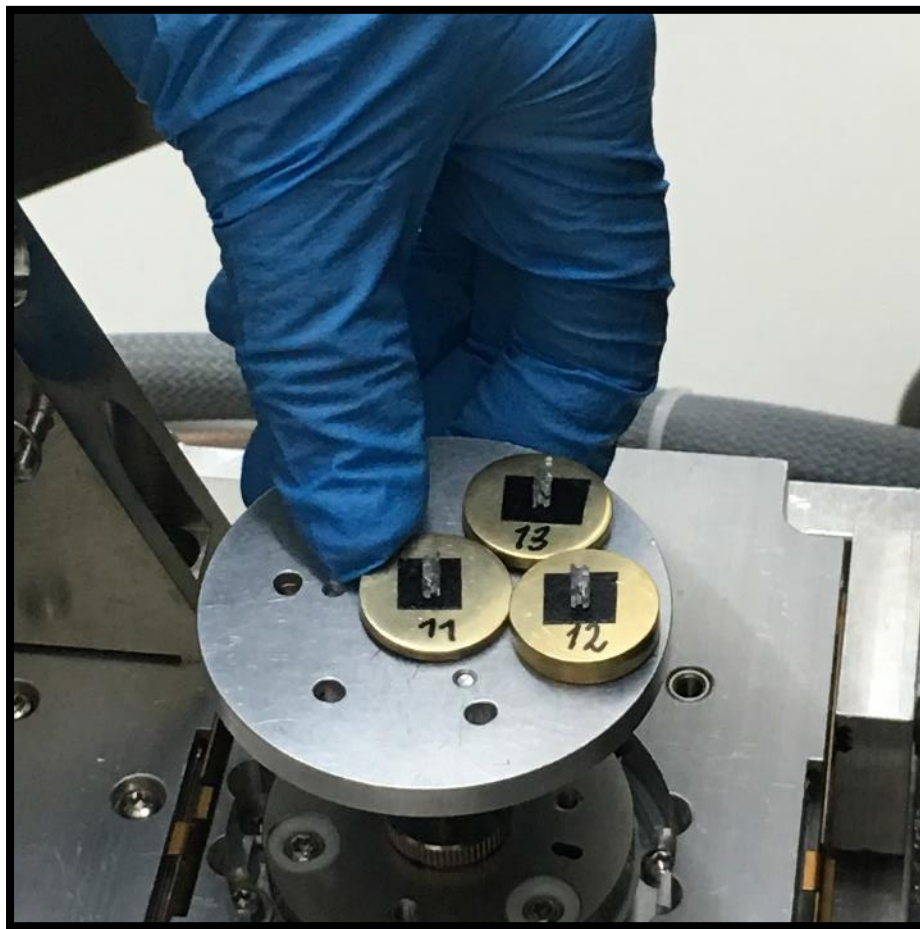


Ilustración 39. Fotografía de la colocación las muestras para ser llevadas al microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.

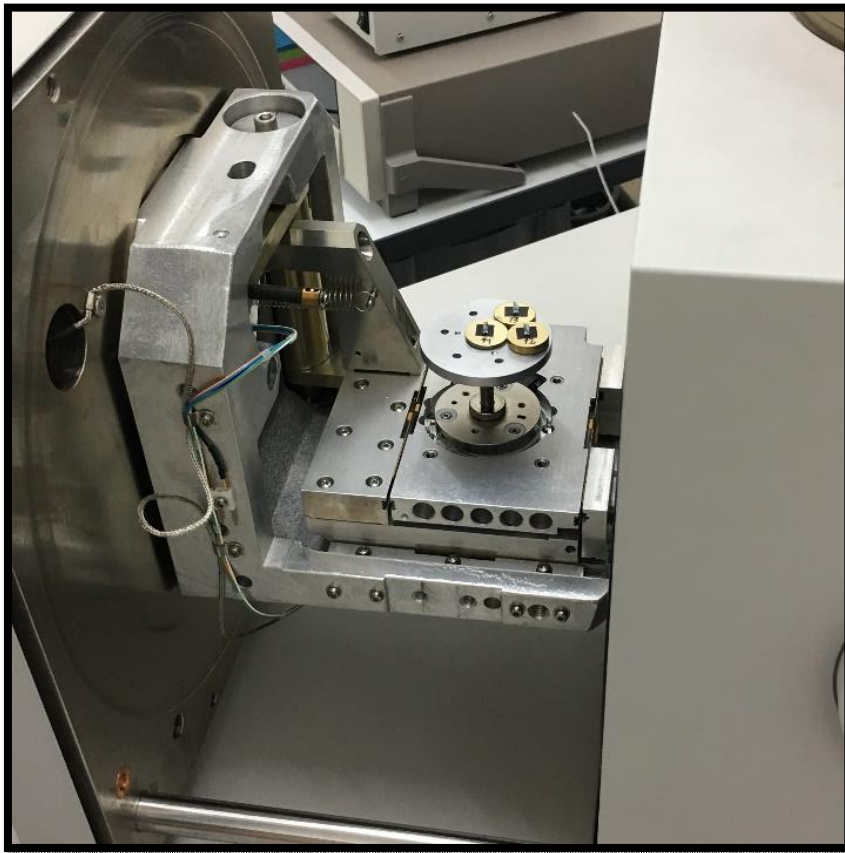


Ilustración 40. Fotografía de las muestras en el microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.

Una vez introducidas las muestras en la cámara del microscopio electrónico de barrido fueron tomadas las mediciones de las ranuras o slots de cada bracket y observada la integridad de la superficie estructural del material de zafiro a una amplitud de 50, 100 y 200 μm . (Ilustración 41)

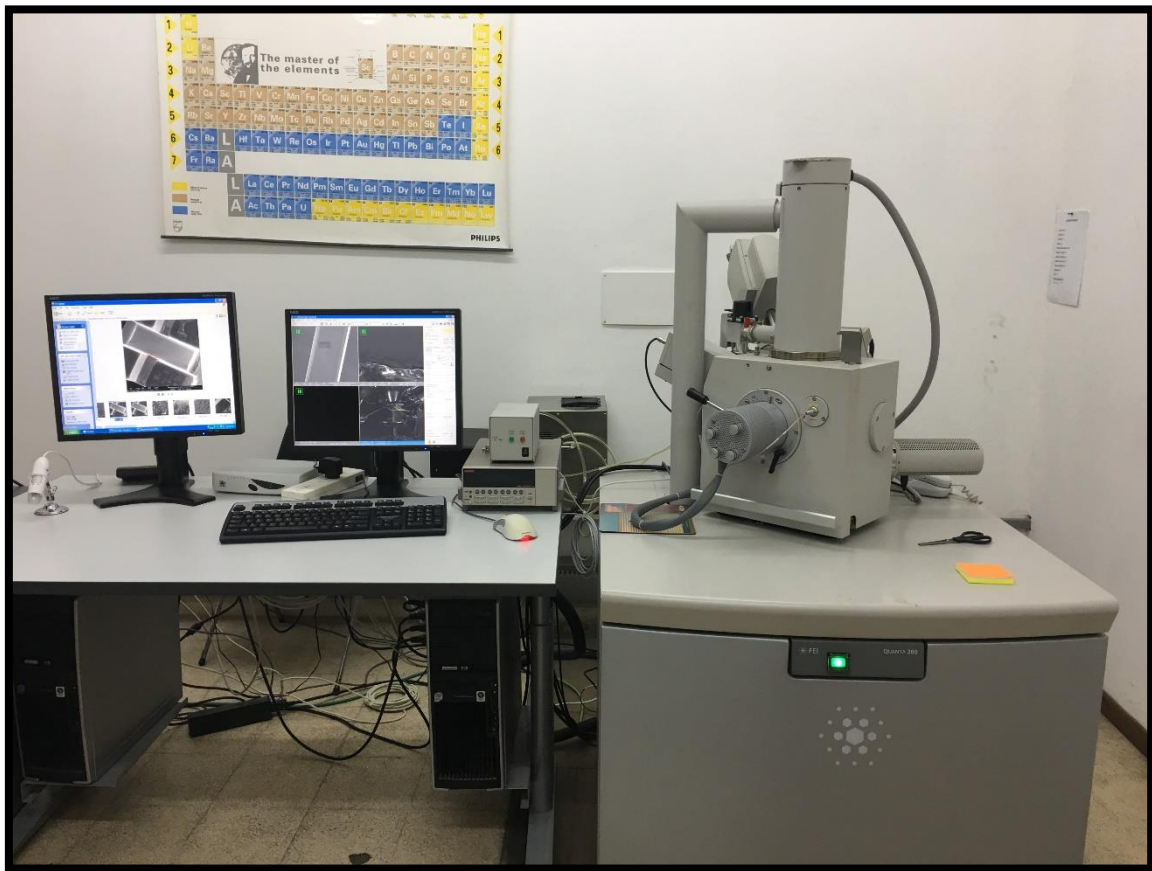


Ilustración 41. Fotografía de la observación de las muestras al microscopio electrónico de barrido. Fuente Primaria.

Posteriormente, los datos obtenidos de cada medición fueron volcados en una planilla de tabulación sistemática para ser analizados.

CARACTERISTICAS DEL MICROSCOPIO ELECTRÓNICO DE BARRIDO
AMBIENTAL (ESEM)

Microscopio electrónico de barrido ambiental ESEM (Environmental Scanning Electron Microscopy).

Modelo: FEI ESEM Quanta 200. La capacidad analítica del equipo consta de un sistema dispersivo en energías EDS (Energy Dispersive Spectrometer). (Ilustración 42)

Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.



Ilustración 42. Fotografía del microscopio electrónico de barrido. Fuente Secundaria: Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.



CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DEL MICROSCOPIO ELECTRONICO DE BARRIDO (ESSEM)

- Fuente de electrones: Filamento de tungsteno.
- Voltaje de aceleración: 200 V – 30 kV.
- Modos de trabajo:
 - Alto Vacío (HiVac): Presiones $<10^{-6}$ Torr (Muestras conductoras o no conductoras metalizadas)
 - Bajo Vacío (LoVac): Presiones entre 0,1 a 1 Torr (Muestras no conductoras sin metalizado)
 - Modo ambiental (ESEM): Presiones entre 0,1 a 17 Torr (Muestras que necesitan mantener una humedad relativa y presiones elevadas en la cámara del microscopio)
- Platina Peltier: Permite caracterizar el comportamiento de muestras en ambientes húmedos en modo ESEM modificando la temperatura y observando *in situ* las transformaciones que ocurren.
- Formatos de Imagen y video: TIFF (8, 16 ó 24 bits), jpg, bmp. (Max: 4096x3536 pixels). Grabación de Video digital (.avi)



- Detectores:

El microscopio electrónico de barrido está equipado con un detector de electrones secundarios para obtener imágenes de alta resolución SEI (Secondary Electron Image), un espectrómetro de electrones retrodispersados que permite la obtención de imágenes de composición y topografía de la superficie BEI (Backscattered Electron Image), y un detector de energía dispersiva EDS (Energy Dispersive Spectrometer) permite coleccionar los Rayos X generados por la muestra y realizar diversos análisis cualitativos, semicuantitativos, cuantitativos y de distribución de elementos en superficies (mapping de rayos x).

- *Electrones Secundarios tipo Everhart-Thornley (alto vacío):* este detector ofrece una imagen de contraste topográfico para la superficie examinada. Ofrece la señal de mayor resolución y profundidad de foco.
- *Electrones Retrodispersados de dos sectores. BSED (alto y bajo vacío):* Su ventaja consiste en que es sensible a las variaciones en el número atómico de los elementos presentes en la superficie. Si una superficie es totalmente lisa se observan distintos tonos de gris en función de que existan varias fases con distintos elementos.
- *Electrones Secundario LFD (bajo vacío):* cumple el mismo rol que el Everhart-Thornley en la condición de bajo vacío.
- *Electrones Secundarios GSED (modo ESEM):* cumple el mismo rol que el Everhart-Thornley en la condición de modo ambiental.
- *Electrones transmitidos (STEM) (alto y bajo vacío y ambiental):* permite la detección de electrones transmitidos a través del espesor de la muestra. ⁹⁴



Una imagen originada por los electrones retrodispersados revela diferencias en el contraste por la composición química, es decir proporciona más información sobre la composición química del material analizado en distintos niveles de grises. En cambio, una imagen obtenida con los electrones secundarios brinda una excelente imagen de la topografía o detalles superficiales de la muestra, obteniéndose una imagen de apariencia tridimensional de la misma.

La magnificación máxima del equipo es de aproximadamente de 100.000 X, siempre dependiendo del tipo de muestra y de su preparación previa. ⁹⁴

El Microscopio cuenta con 3 modalidades de vacío:

-Alto Vacío: las muestras que se observan deben ser conductoras o estar recubiertas de una capa conductora. Para este segundo caso, el metalizado puede realizarse con oro o carbono (sputtering). El metalizado con oro es recomendable para obtener buenas imágenes, dado que el mismo se caracteriza por su buena conductividad tanto eléctrica como térmica.

-Bajo Vacío: en esta modalidad se observan muestras no conductoras sin necesidad de ser metalizadas, o también pueden ser deshidratadas en un Secador por Punto Crítico para luego ser montadas, metalizadas y observadas en alto vacío para mejor resolución.



-Modo Ambiental: se observan aquellas muestras que necesiten mantener una determinada humedad relativa en la cámara del microscopio. Como por ejemplo material biológico sin tratamiento previo, muestras húmedas, emulsiones, etc. La presión de la cámara es generada con vapor de agua y puede variarse entre 10 y 4000 Pa. En esta modalidad las muestras pueden ser hidratadas o deshidratadas mediante control de la temperatura, de la presión de la cámara mediante condensación o evaporación de agua a diferente humedad relativa. ⁹⁴

El equipo trabaja a un vacío aproximado de 10^{-6} Torr, por lo que las muestras no conductoras necesitan una cubierta conductora para evitar cargas eléctricas y daños por radiación. El metalizado con oro es lo más frecuente ya que es un muy buen conductor de calor y electricidad. Se suele utilizar una cubierta de carbono fundamentalmente cuando se requiere hacer un análisis químico con rayos X. ⁹⁴

MICROANÁLISIS POR SONDA DE ELECTRONES

La espectroscopia dispersiva en energías (EDS) es una técnica que permite realizar análisis composicional en forma rápida y simultánea a la observación con el microscopio electrónico de barrido.

Fue utilizado para las finalidades del presente trabajo el espectrómetro de rayos X dispersivo en energías, modelo: EDAX SDD Apollo 40 (marca comercial), como se observa en la ilustración 43.



Ilustración 43. Fotografía de EDAX. *EDS*: Energy Dispersive Spectrometer, *EDX*: Energy Dispersive X-Ray. Fuente Secundaria: Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.



Para obtener un buen el análisis semi cuantitativo se recomienda que las muestras presenten una superficie o parte de la misma plana y/o pulida. De requerirse metalizado el mismo se realizará preferentemente con carbono ya que el metalizado con oro no es muy recomendable debido a su alto número atómico, pudiendo interferir severamente en la resolución de los picos de EDS de algunos elementos. De todas formas, esto último siempre depende de cada caso en particular y de la muestra que se vaya a analizar, evaluando la conveniencia de un metalizado u otro.⁹⁴

También puede realizarse un análisis cuantitativo.

El EDS permite detectar aquellos elementos que tengan un número atómico mayor a 6, es decir a partir del Boro. Su resolución es de <135 eV. Además, realiza Linescans y mappings elementales. Su capacidad de análisis es cualitativa, semi-cuantitativa y cuantitativa con patrones.⁹⁴

MAPPING

Aquellos requerimientos que son necesarios en el análisis cualitativo y semi cuantitativo tanto para la preparación de muestras como para el análisis de la misma serán necesarios en el mapeo de elementos presentes en la muestra mediante la técnica de *mapping*.⁹⁴

Una vez observadas las muestras en el microscopio electrónico de barrido, se procedió a la construcción de medidas lineales en la imagen de la ranura del bracket desde una vista sagital obteniendo una medida interna, media y externa trazadas desde la pared superior a la pared inferior del slot tomando en cuenta el paralelismo de las tres líneas trazadas con la base de la estructura. (ilustración 44)

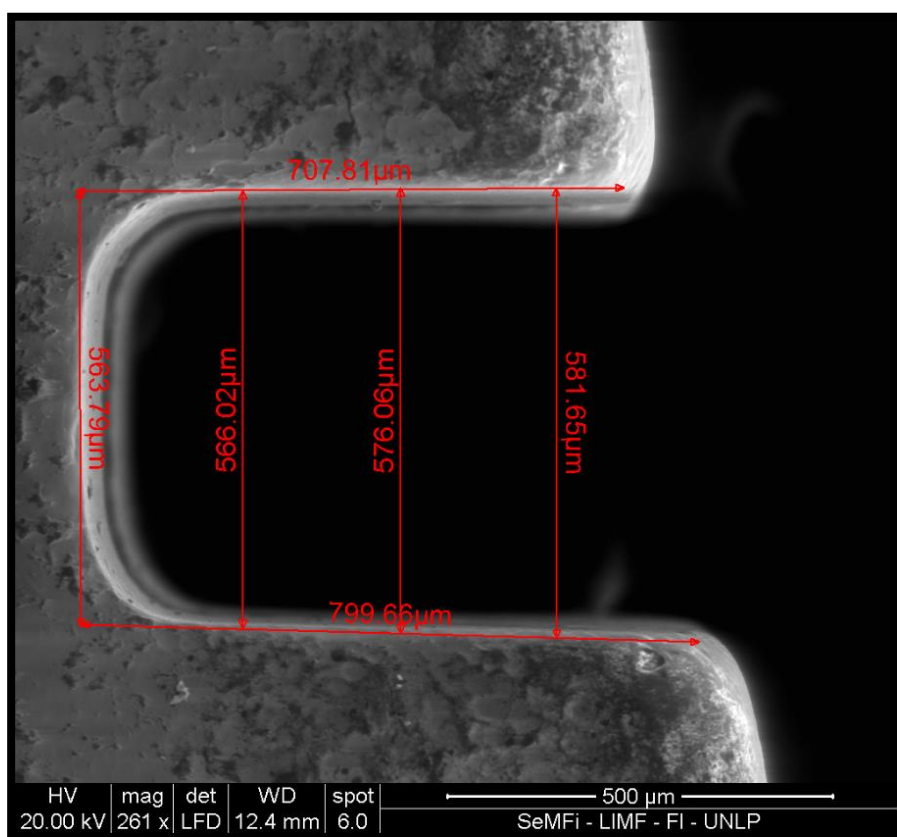


Ilustración 44: Fotografía al microscopio electrónico de barrido de la vista sagital de la ranura del bracket de la pieza dentaria 12 en un bracket de zafiro sin uso clínico con las medidas lineales trazadas. Fuente Primaria.



La medida considerada interna corresponde a la medida lineal próxima al fondo de la pared del slot mientras que la externa a la más superficial del borde de las aletas del bracket.

Cada bracket con y sin uso clínico, fue observado detenidamente al microscopio electrónico de barrido y sometido a una exhaustiva medición de la ranura tomando en cuenta los parámetros de medida en forma sistemática y establecidos para el presente trabajo.

Obtenidas las medidas fueron volcadas en una planilla de recolección de datos para su posterior análisis comparativo y estadístico.



A. DISEÑO METODOLÓGICO:

Tipo de estudio: cuantitativo. Según el análisis y alcance de los resultados. Descriptivo y analítico. Según el periodo de tiempo y secuencia de estudio. Transversal. Según el tiempo de ocurrencia de los hechos y registro de la información. Prospectivo.

Área de estudio: País: Argentina. Provincia: Buenos aires. Ciudad: La Plata.

Institución Académica: Universidad Nacional de La Plata. Facultad de Odontología.



B. UNIVERSO Y MUESTRA:

Universo: Brackets de zafiro American Orthodontics.

Muestras grupo:

- Brackets de zafiro American Orthodontics sin uso clínico.
- Brackets de zafiro American Orthodontics retirados al concluir un tratamiento de ortodoncia.

Descripción de las unidades de muestra: se observó el slot o ranura de brackets de zafiro de la arcada superior e inferior sin uso clínico y el slot o ranura de brackets de zafiro de la arcada superior e inferior retirados al finalizar un caso clínico de ortodoncia sobre un paciente.

Método e instrumento de recolección de datos: observacional. No participativa. Sistemática. Controlada. Instrumento de medición: microscopio electrónico de barrido.

Procedimiento para la recolección de la información: tiempo estimado: 2 años.



C. PLAN DE TABULACIÓN Y ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

Tipo de análisis: cuantitativo- descriptivo. Los resultados obtenidos fueron agrupados en tablas comparativas con una descripción de las conclusiones observadas y su estadística descriptiva.

Elaboración de planilla de recopilación de datos.




D. PLANILLA DE RECOPIACIÓN DE DATOS:

Modelo de planilla utilizada

BRACKETS	MEDICION DEL SLOT O RANURA						PRESENCIA DE POROSIDADES			
	GRUPO DE MUESTRA 1			GRUPO DE MUESTRA 2			GRUPO DE MUESTRA 1		GRUPO DE MUESTRA 2	
	EXTERNA	MEDIA	INTERNA	EXTERNA	MEDIA	INTERNA	SI	NO	SI	NO
15										
14										
13										
12										
11										
21										
22										
23										
24										
25										
35										
34										
33										
32										
31										
41										
42										
43										
44										
45										

Tabla 5. Modelo de tabla para la recolección de datos obtenidos de la medición de los brackets en el microscopio electrónico de barrido. Grupo 1: brackets sin uso clínico. Grupo 2: brackets con uso clínico.

Fuente Primaria.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

RESULTADOS



Los datos obtenidos de las mediciones de cada slot de los brackets fueron volcados en la planilla de tabulación de datos. (Tabla 6)

BRACKETS	MEDICION DEL SLOT O RANURA						PRESENCIA DE POROSIDADES			
	GRUPO DE MUESTRA 1			GRUPO DE MUESTRA 2			GRUPO DE MUESTRA 1		GRUPO DE MUESTRA 2	
	EXTERNA	MEDIA	INTERNA	EXTERNA	MEDIA	INTERNA	SI	NO	SI	NO
15	578.34	563.84	540.78	576.35	576.35	560.15	X		X	
14	574.81	595.58	551.87	600.31	585.76	607.58	X		X	
13	641.23	605.24	597.18	581.65	572.32	566.50	X			X
12	562.42	560.96	552.22	611.95	639.93	547.85		X	X	
11	664.41	627.99	595.93	567.35	555.62	549.78		X	X	
21	640.47	603.55	571.99	579.94	567.89	553.53	X		X	
22	581.36	568.25	587.18	782.48	616.04	548.46	X		X	
23	651.29	626.52	576.99	558.04	550.78	544.93		X	X	
24	671.95	639.51	610.47	555.31	556.96	551.14		X	X	
25	576.99	563.87	606.12	574.29	564.14	562.69	X		X	
35	568.76	554.02	546.66	580.95	558.79	555.39	X		X	
34	615.08	607.69	585.87	563.41	555.16	546.68		X		X
33	566.63	566.63	550.43	595.84	584.47	565.09		X		X
32	587.30	571.52	578.91	648.38	614.88	550.76	X		X	
31	556.92	553.67	542.34	573.59	570.68	541.27	X		X	
41	683.57	648.58	629.61	573.85	565.45	594.30		X	X	
42	614.87	597.41	579.90	561.23	552.77	550.00		X	X	
43	674.83	639.84	568.56	626.51	564.28	553.00	X		X	
44	563.39	555.35	550.46	595.85	584.46	565.11		X	X	
45	553.79	547.54	539.34	578.87	558.92	539.19	X		X	

Tabla 6. Planilla de datos con las medidas lineales del slot de los brackets y la presencia o no de porosidades en la superficie de la estructura del material. Grupo 1: brackets sin uso clínico.

Grupo 2: brackets con uso clínico. Fuente Primaria.



Luego, se agruparon las muestras por grupos dentarios siendo correspondientes al grupo de los incisivos superiores las piezas 11, 12, 21, 22; al grupo de los incisivos inferiores las piezas 42, 41, 31, 32; al de los caninos las piezas 13, 23, 33, 43; al de los premolares superiores por tener misma angulación torque e in- out las piezas 24, 25, 14, 15 y premolares inferiores 34, 35, 44, 45. Tanto para los brackets con uso y sin uso clínico.

Al agruparlos se procedió a corroborar las medidas tomadas en la primera tabla con una segunda tabla de medición tomando brackets representativos de cada grupo dentario, tanto en los brackets con uso y sin uso clínico. (Tabla 7)

	MEDICION DEL SLOT O RANURA					
BRACKETS	GRUPO DE MUESTRA 1			GRUPO DE MUESTRA 2		
	EXTERNA	MEDIA	INTERNA	EXTERNA	MEDIA	INTERNA
13	610,18	591,62	574,63	598,8	591,53	582,43
12	581,65	576,06	566,02	569,5	563,42	552,08
11	585,88	579,15	566,99	596,17	568,24	552,46
33	576,88	567,63	566,4	581,46	575,55	565,21
34	625,06	614,43	593,27	616,3	598,6	579,89
35	577,81	572,22	562,45	586,89	570,38	555,36
14	575,85	566,21	550	595,04	581,42	565,31
INC INF	711,3	678,63	639,31	583,33	574,15	565,86

Tabla 7. Medidas del slot de los brackets de cada grupo dentario. Grupo muestra 1: bracket sin uso clínico. Grupo muestra 2: Brackets con uso clínico. Fuente Primaria.



Los datos obtenidos mediante la observación al microscopio electrónico de barrido fueron analizados a través de la estadística.

Se implementó el Test de normalidad de Shapiro-Wilk, ya que todas las medidas resultaron no normales por lo que los test utilizados son no paramétricos y las medidas se informan como mediana (IQR: rango intercuartílico. (Tabla 8)

MEDICION DEL SLOT O RANURA			
	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	581.6 (575.3; 632.8)	581.5 (573.7; 597.5)	0.562
MEDIA	576.1 (565.0; 606.5)	570.4 (561.2; 584.5)	0.290
INTERNA	568.6 (551.2; 586.5)	553.5 (549.9; 565.2)	0.017

Tabla 8. Cuadro comparativo de las medidas del slot en altura externa, media e interna entre los brackets con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.562$) en la distancia externa entre los brackets sin uso y con uso. (Grafico 1)

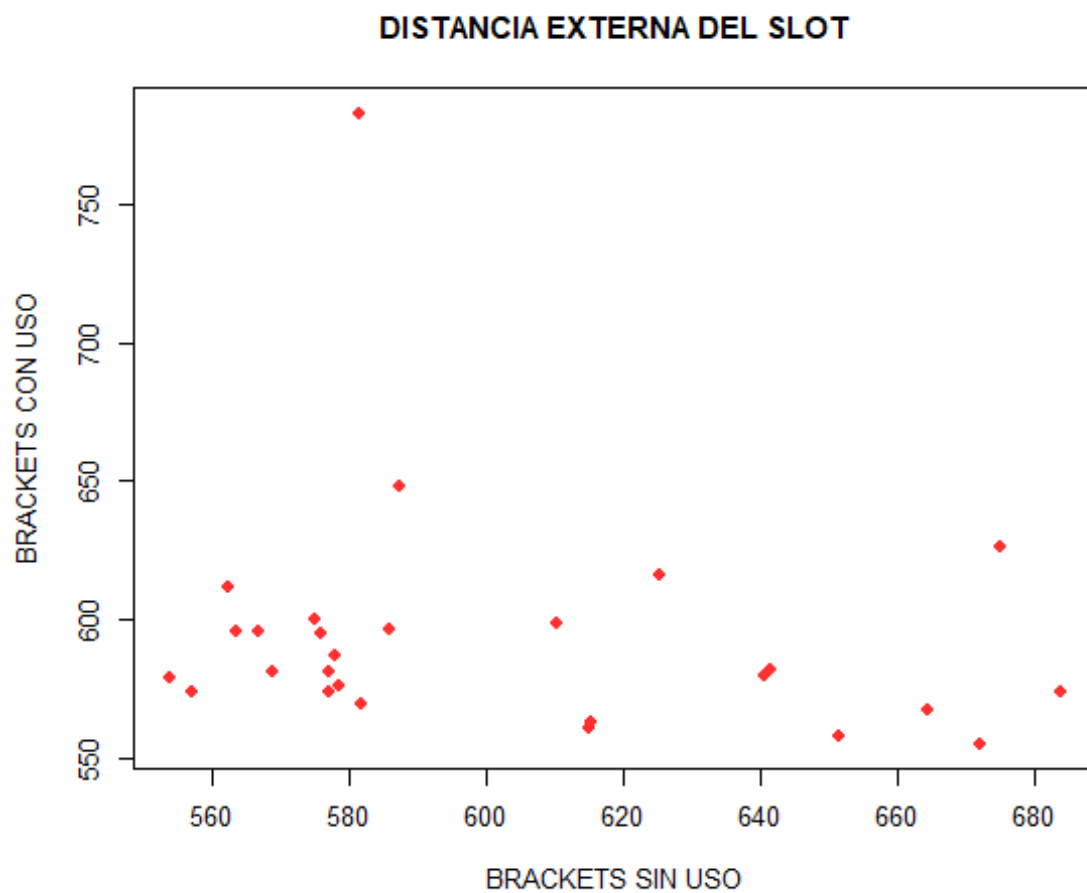


Grafico 1. Comparación de la medida externa del slot de los brackets entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.290$) en la distancia media entre los brackets sin uso y con uso clínico. (Grafico 2)

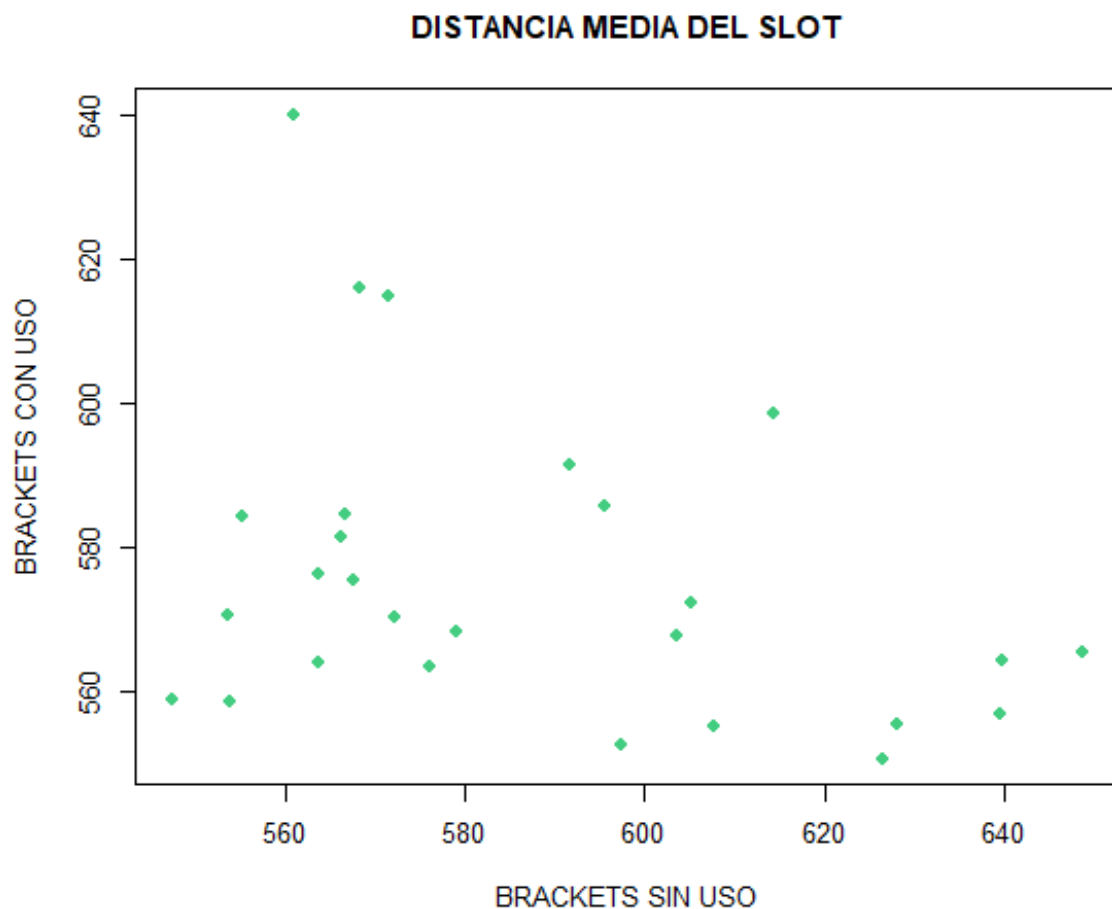


Grafico 2. Comparación de la medida media del slot de los brackets entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.017$) en la distancia interna entre los brackets sin uso y con uso clínico. (Grafico 3)

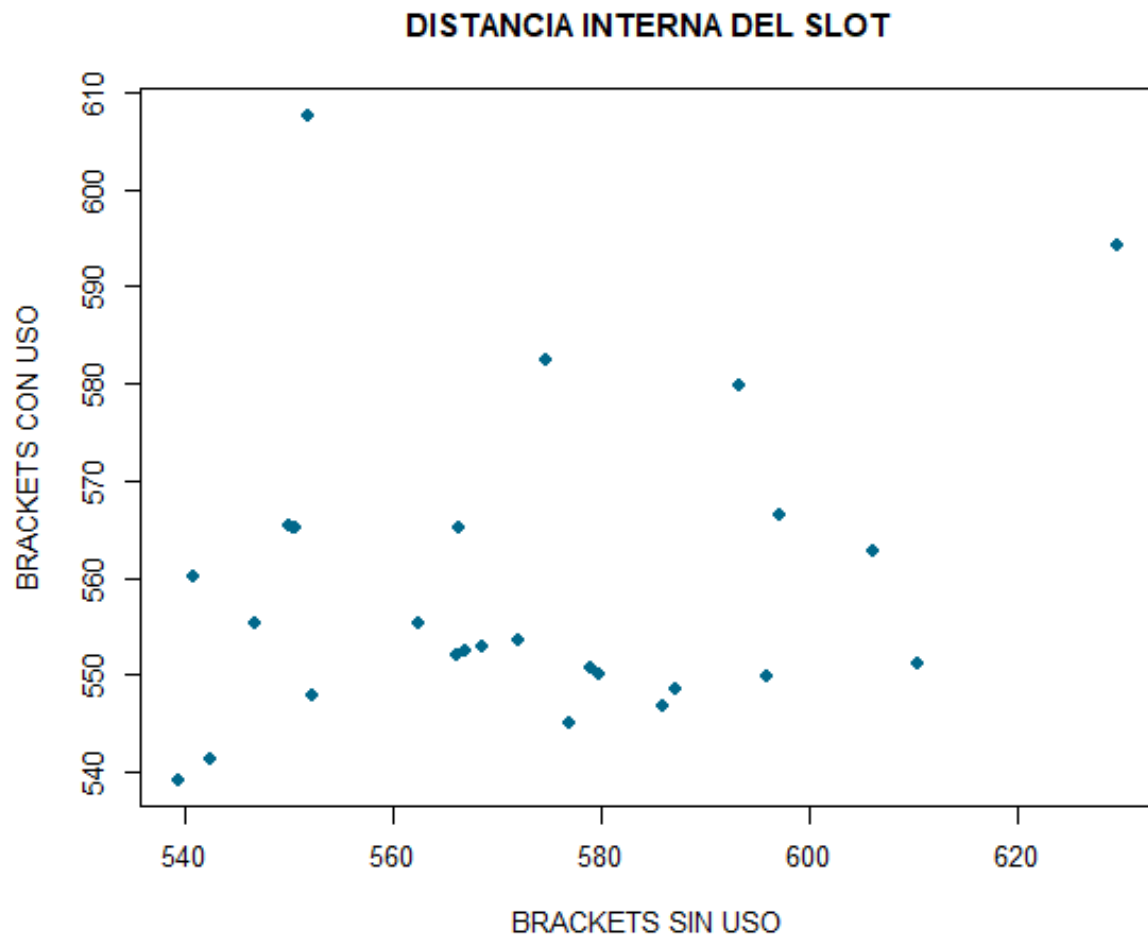


Grafico 3. Comparación de la medida interna del slot de los brackets entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Luego se procedió a analizar estadísticamente los valores del grupo anterior tomando en cuenta los incisivos centrales y laterales superiores e inferiores. (Tabla 9)

MEDICION DEL SLOT DEL SECTOR ANTERIOR			
	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	586.6 (581.4; 634.1)	576.9 (570.5; 608.0)	0.846
MEDIA	577.6 (569.1; 602.0)	568.1 (563.9; 603.8)	0.770
INTERNA	575.5 (566.3; 585.4)	550.4 (548.8; 552.4)	0.002

Tabla 9. Cuadro comparativo de las medidas del slot externa, media e interna entre los brackets de incisivos superiores e inferiores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.846$) en la distancia externa entre los brackets del grupo incisivo sin uso y con uso clínico.

Así como tampoco se encontraron diferencias estadísticamente significativas ($p=0.770$) en la distancia media entre los brackets del grupo incisivo sin uso y con uso clínico.

En la distancia interna del slot de los brackets del grupo incisivo se encontró diferencia estadísticamente significativa ($p=0.002$) en la distancia interna entre los brackets sin uso y con uso clínico. (Grafico 4)

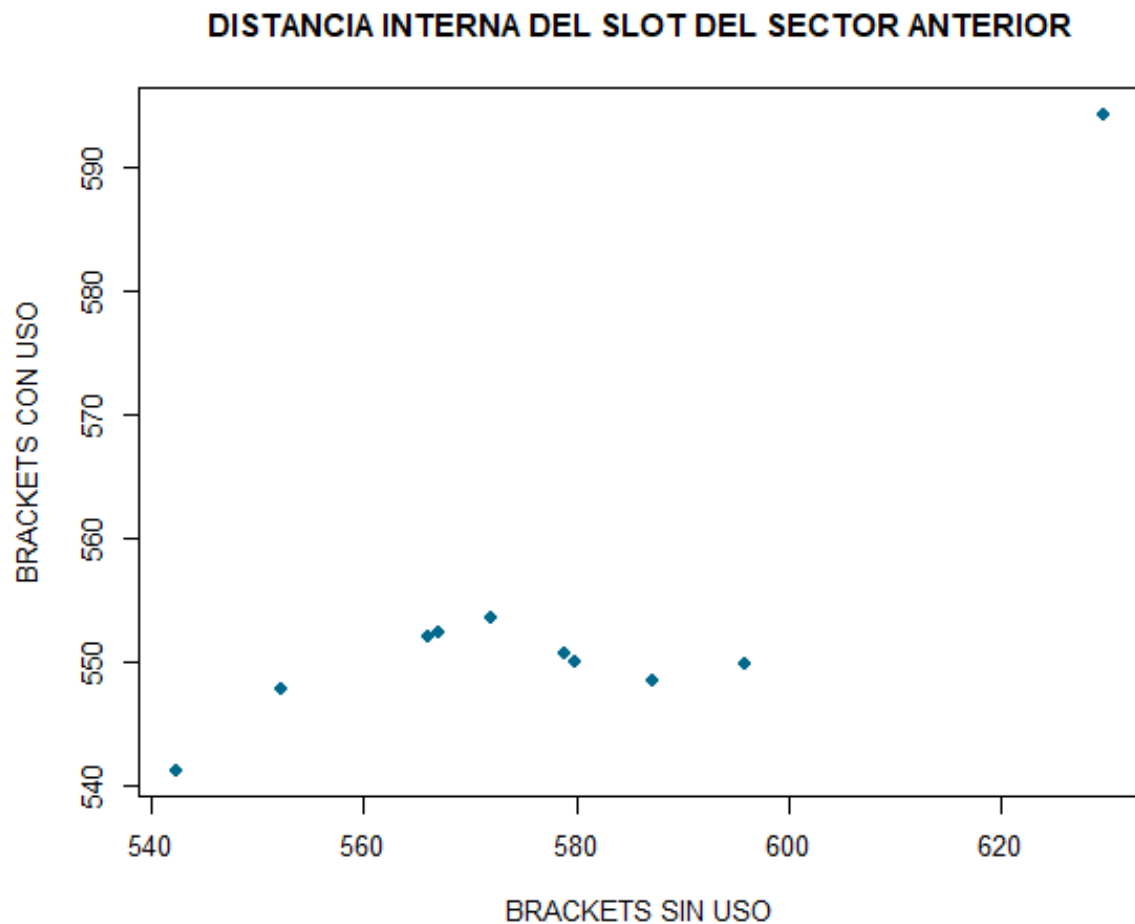


Grafico 4. Medida interna del slot de los brackets del grupo incisivo realizando una comparación entre los valores de los brackets con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Luego, se procedió a analizar estadísticamente los valores obtenidos para el grupo de los caninos superiores e inferiores. (tabla 10)

MEDICION DEL SLOT EN SECTOR DE CANINOS			
	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	625.7 (585.2; 648.8)	588.7 (581.5; 598.1)	0.219
MEDIA	598.4 (573.6; 621.2)	573.9 (566.3; 582.2)	0.313
INTERNA	571.6 (566.9; 576.4)	565.1 (556.0; 566.2)	0.313

Tabla 10. Cuadro comparativo de las medidas del slot externa, media e interna entre los brackets de caninos con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.

No se encontraron diferencias significativas entre los valores obtenidos entre los brackets de los caninos con y sin uso clínico. (Grafico 5, 6 y 7)

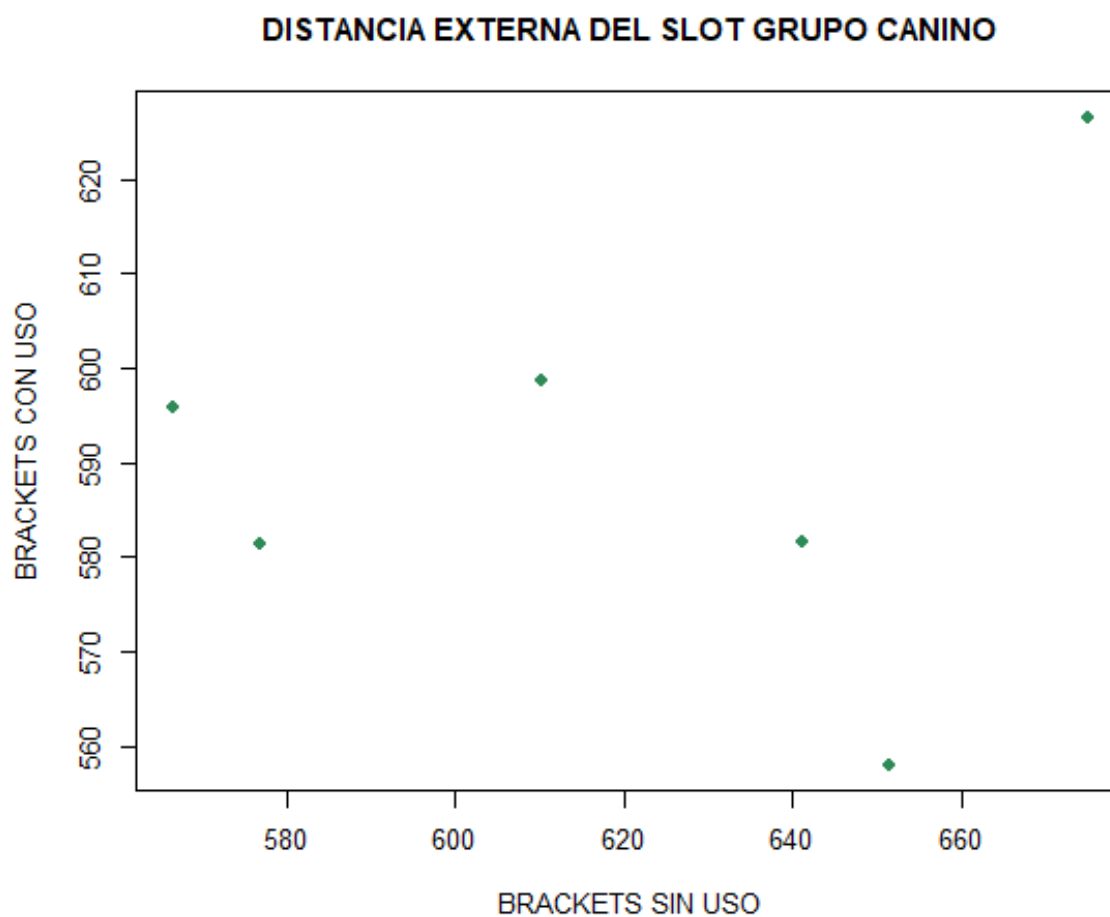


Grafico 5. Comparación de la medida externa del slot de los brackets de caninos entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.

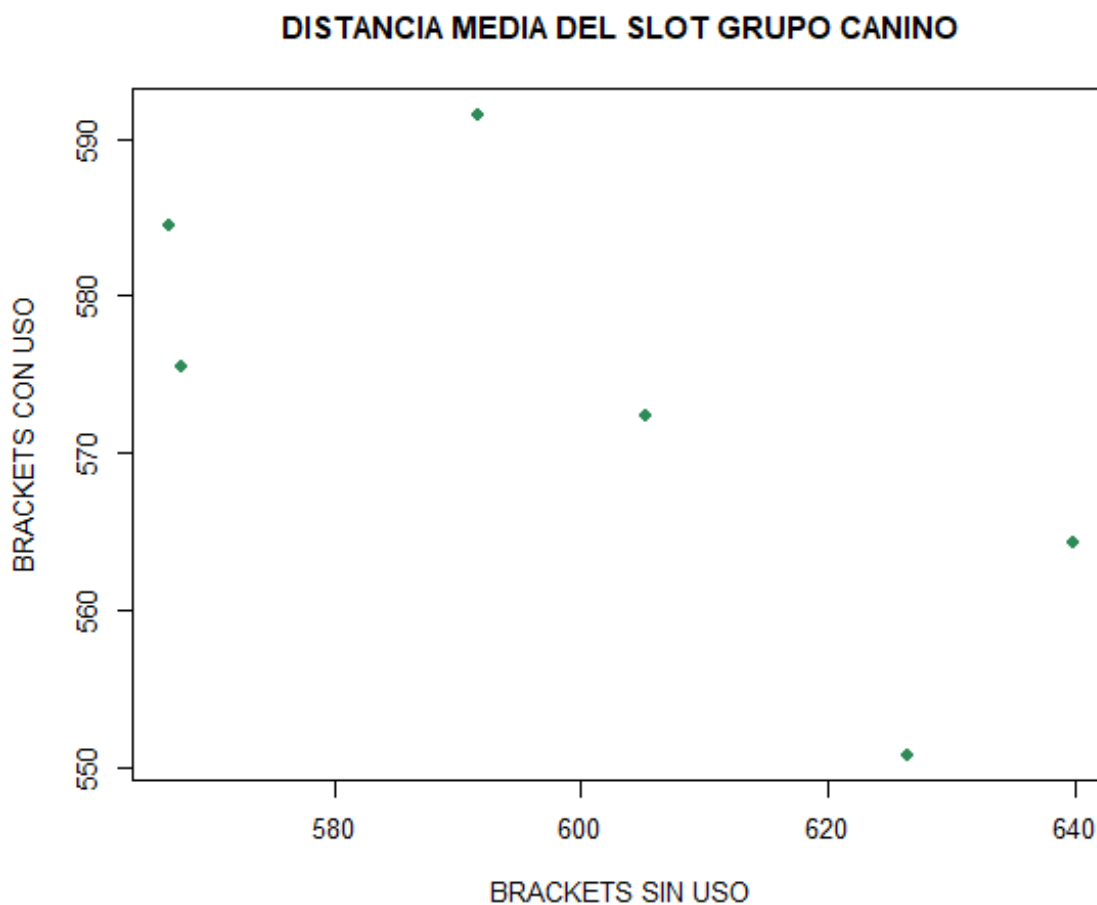


Grafico 6. Comparación de la medida media del slot de los brackets de caninos entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.

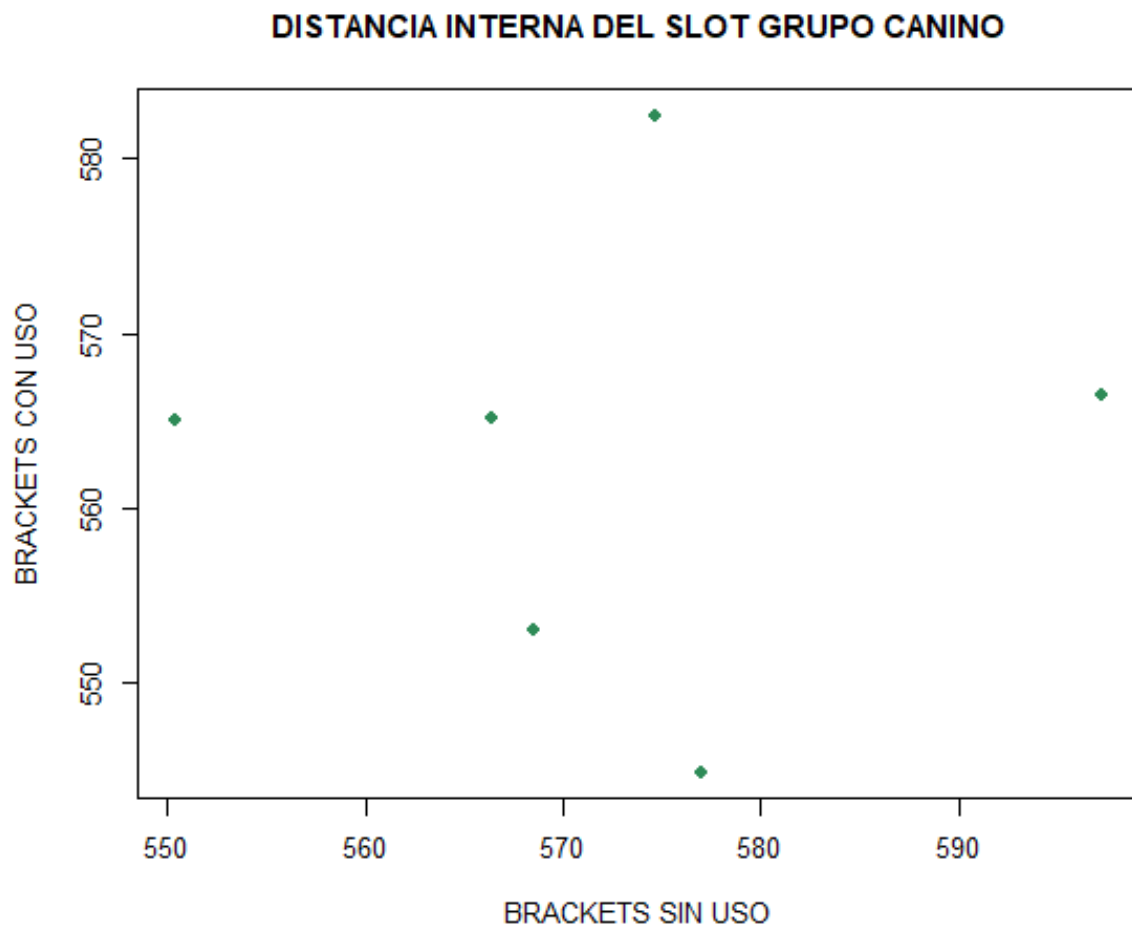


Grafico 7. Comparación de la medida interna del slot de los brackets de caninos entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Finalmente se realizó la comparación estadística de los valores obtenidos para premolares superiores e inferiores. (Tabla 11)

MEDICION DEL SLOT DEL SECTOR POSTERIOR			
	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	577 (571.8; 596.7)	581.0 (575.3; 595.4)	0.638
MEDIA	566.2 (559.6; 601.6)	570.4 (558.9; 582.9)	0.898
INTERNA	551.9 (548.3; 589.6)	560.1 (553.2; 565.2)	0.898

Tabla 11. Cuadro comparativo de las medidas del slot externa, media e interna entre los brackets de premolares con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.

No se encontraron diferencias significativas en la distancia externa, media e interna. (Grafico 8, 9 y 10)

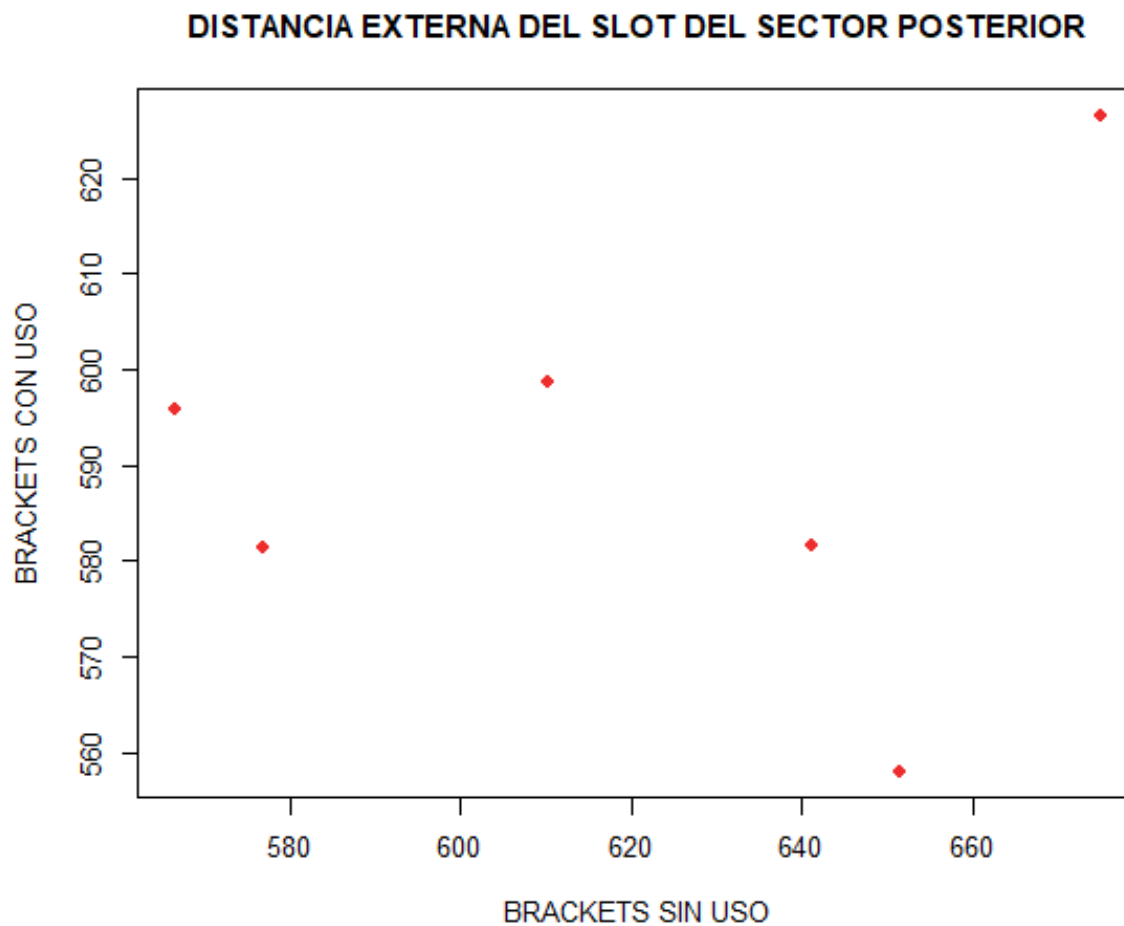


Grafico 8. Comparación de la medida externa del slot de los brackets del sector posterior entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.

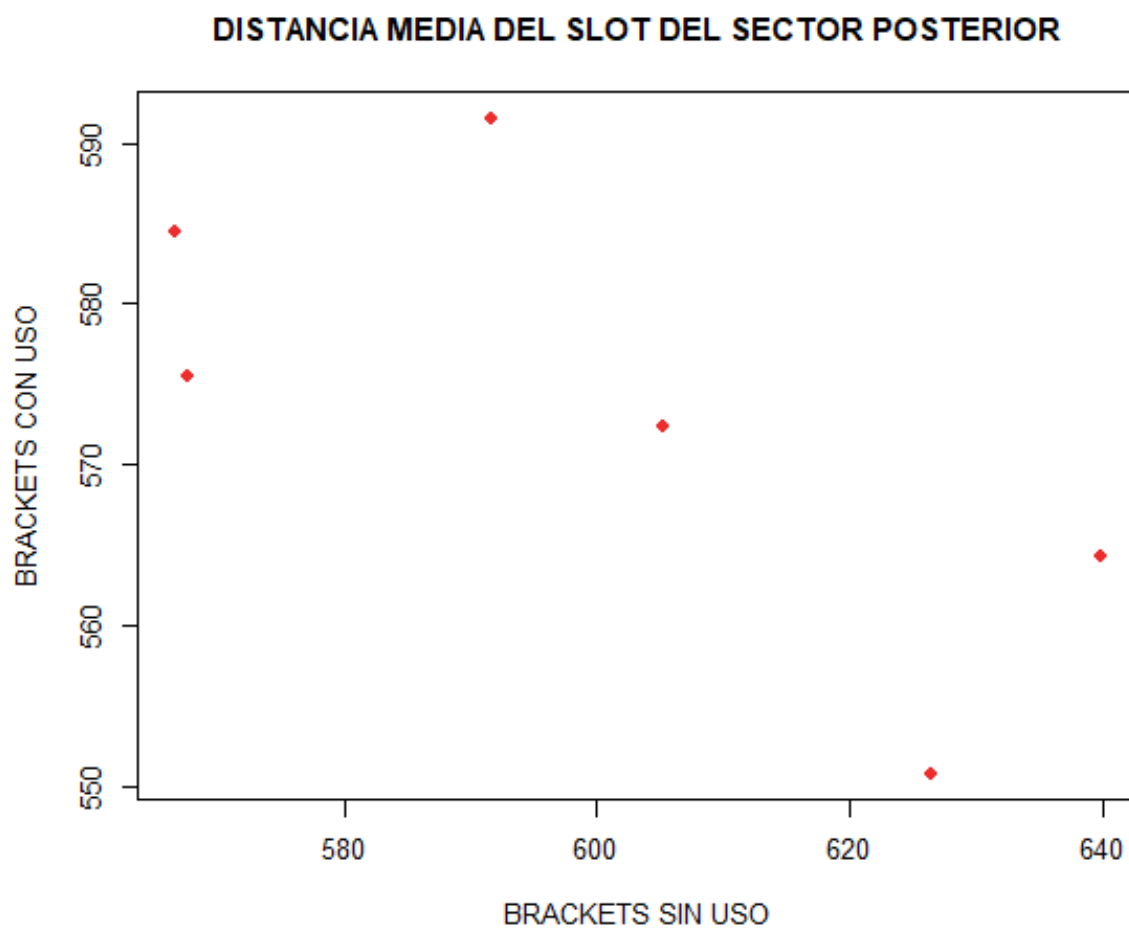


Grafico 9. Comparación de la medida media del slot de los brackets del sector posterior entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.

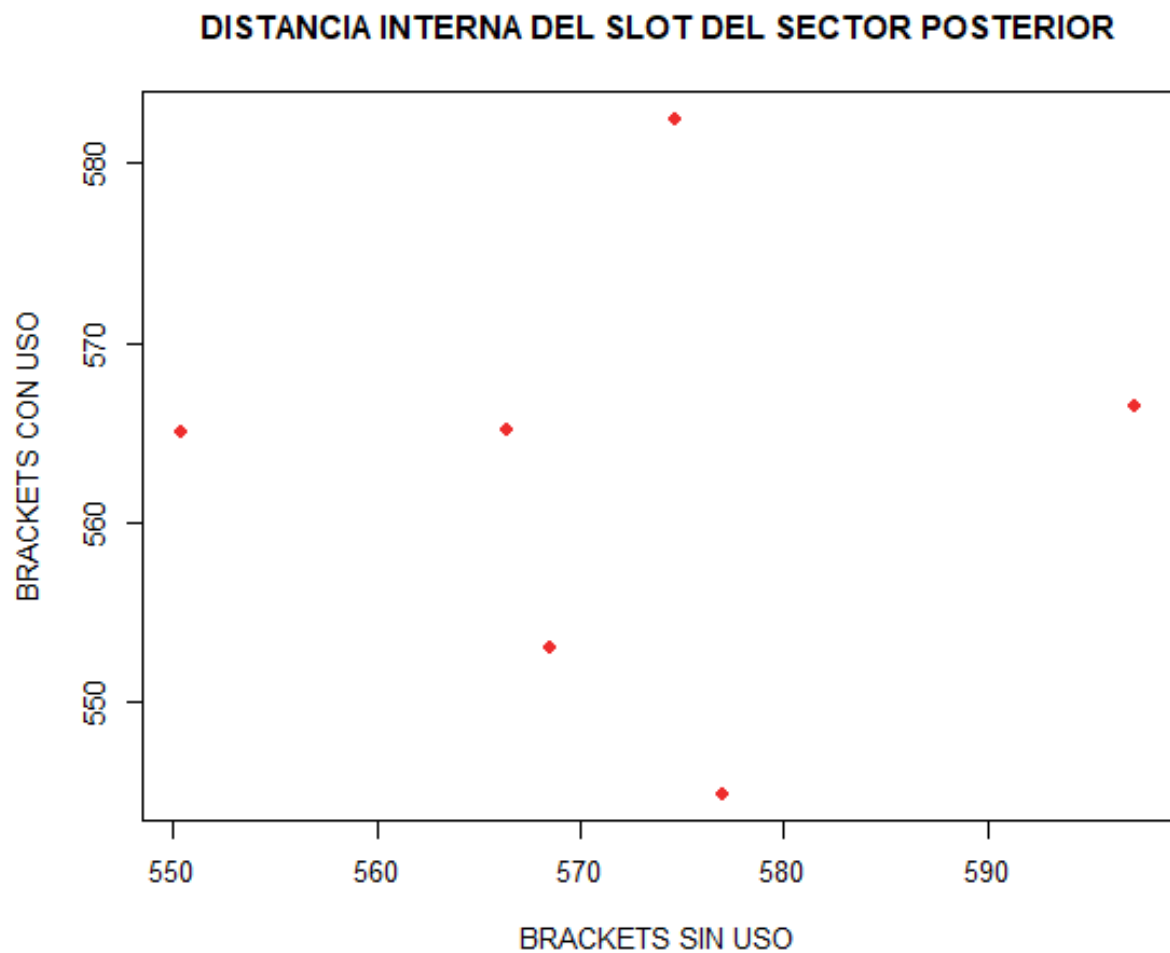


Grafico 10. Comparación de la medida interna del slot de los brackets del sector posterior entre los valores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Se realizó una comparación estadística de todos los brackets superiores en cuanto a la medida del slot tanto interna, media y externa.

No se encontraron diferencias significativas. (Tabla 12)

MEDICION DEL SLOT DE LOS BRACKETS SUPERIORES			
	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	583.8 (577.3; 641.0)	580.8 (570.7; 598.1)	0.391
MEDIA	585.4 (566.7; 604.8)	570.3 (563.6; 584.7)	0.358
INTERNA	573.3 (555.7; 593.7)	553.0 (550.1; 564.7)	0.119

Tabla 12. Comparación de las medidas del slot de todos los brackets superiores analizados en la muestra.

Fuente Secundaria.



Así como también, se realizó una comparación estadística de todos los brackets inferiores en cuanto a la medida del slot tanto interna, media y externa.

No se encontraron diferencias significativas. (Tabla 13)

MEDICION DEL SLOT DE LOS BRACKETS INFERIORES			
	mediana (IQR)		p-valor
	Sin uso	Con uso	
EXTERNA	577.8 (566.6; 615.1)	581.5 (573.9; 595.9)	1
MEDIA	571.5 (555.4; 607.7)	570.4 (558.9; 584.5)	0.685
INTERNA	566.4 (550.4; 579.9)	555.4 (550.0; 565.1)	0.080

Tabla 13. Comparación de las medidas del slot de todos los brackets inferiores analizados en la muestra.

Fuente Secundaria.



Luego, se analizaron estadísticamente las medidas del slot de todos los brackets en conjunto comparando las medidas externas con y sin uso, las medidas de la media con y sin uso y las medidas internas con y sin uso clínico. (Grafico 11)

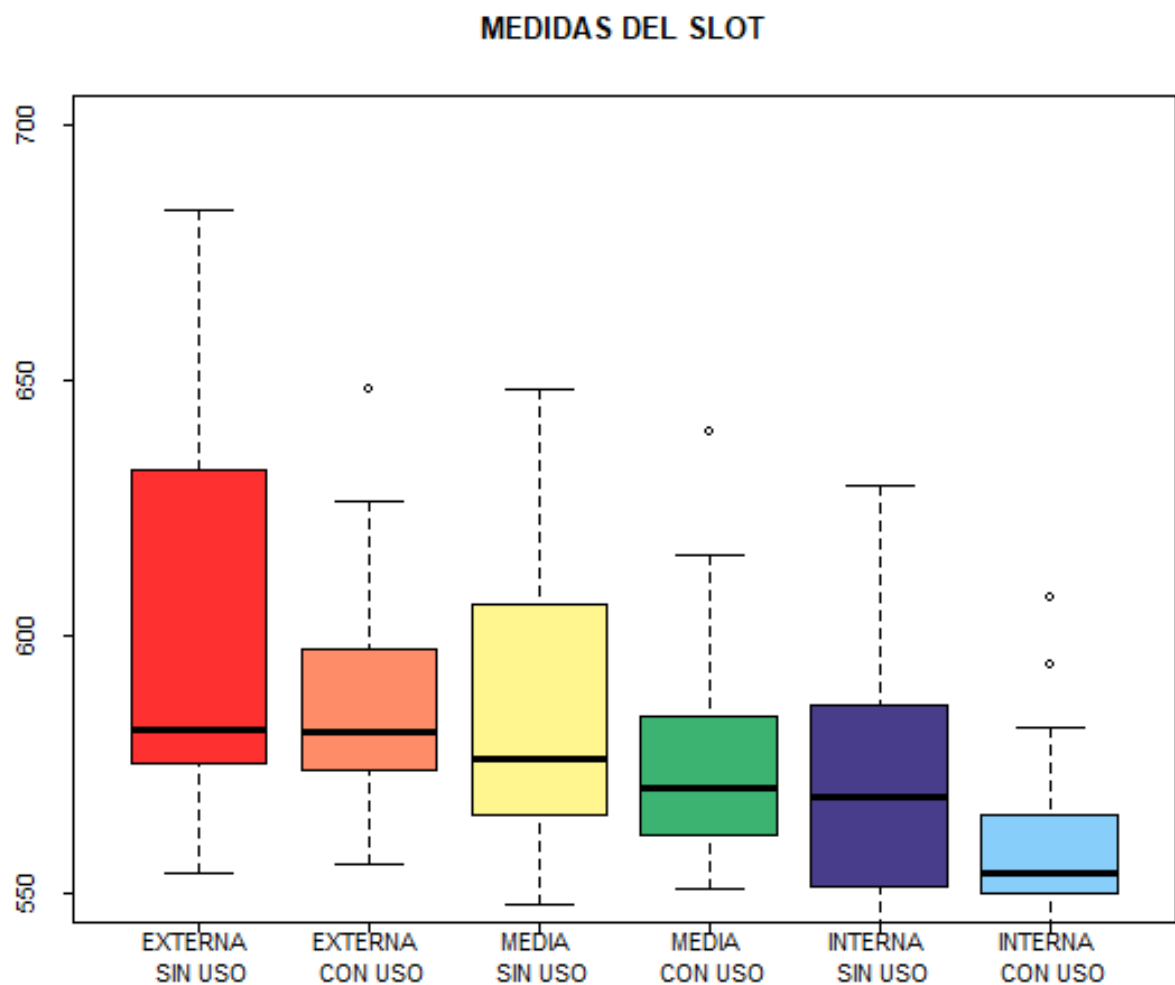


Grafico 11. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Se analizó estadísticamente las medidas del slot del sector anterior de todos los brackets de la muestra como se muestra en el grafico 12.

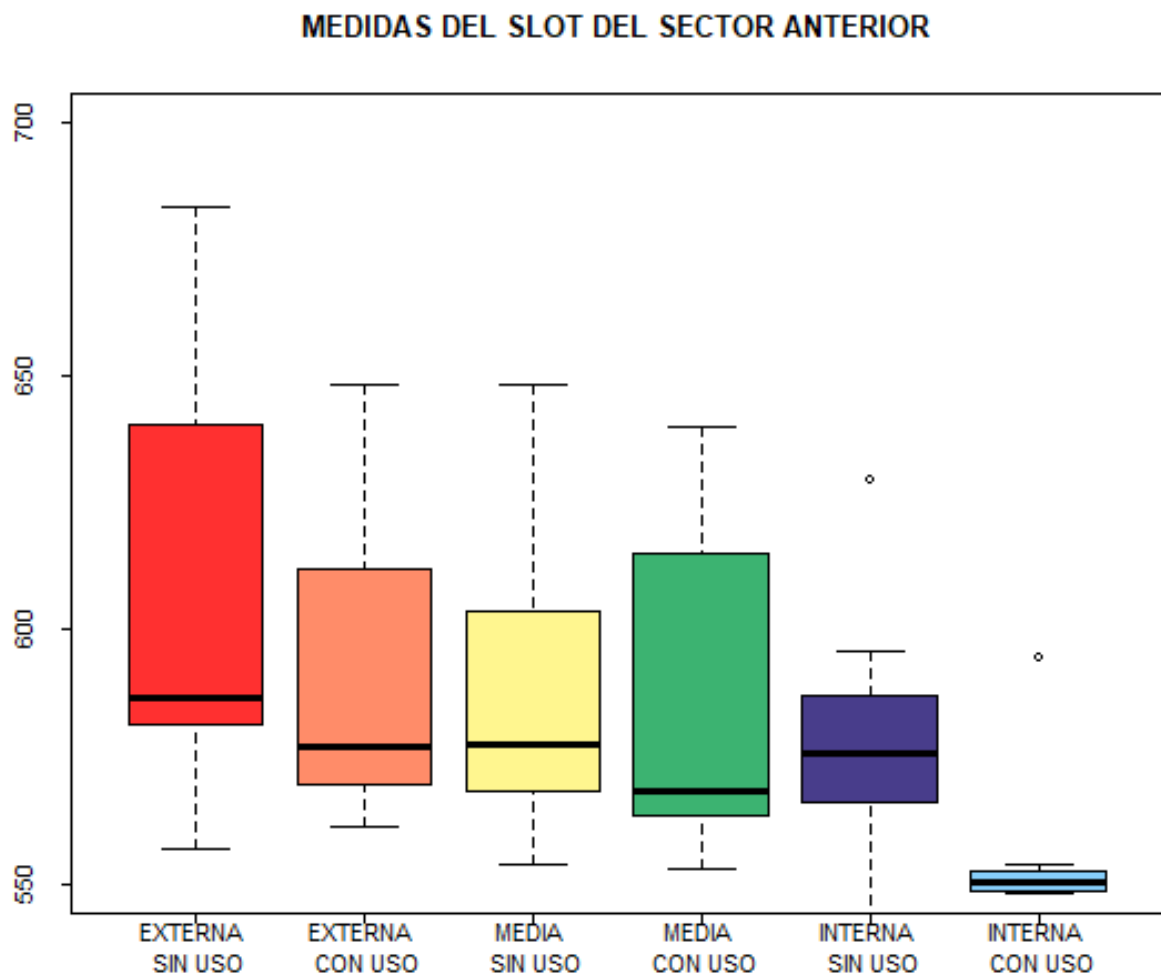


Grafico 12. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets del sector anterior con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Se analizó estadísticamente las medidas del slot del grupo canino de todos los brackets de la muestra como se observa en el grafico 13.

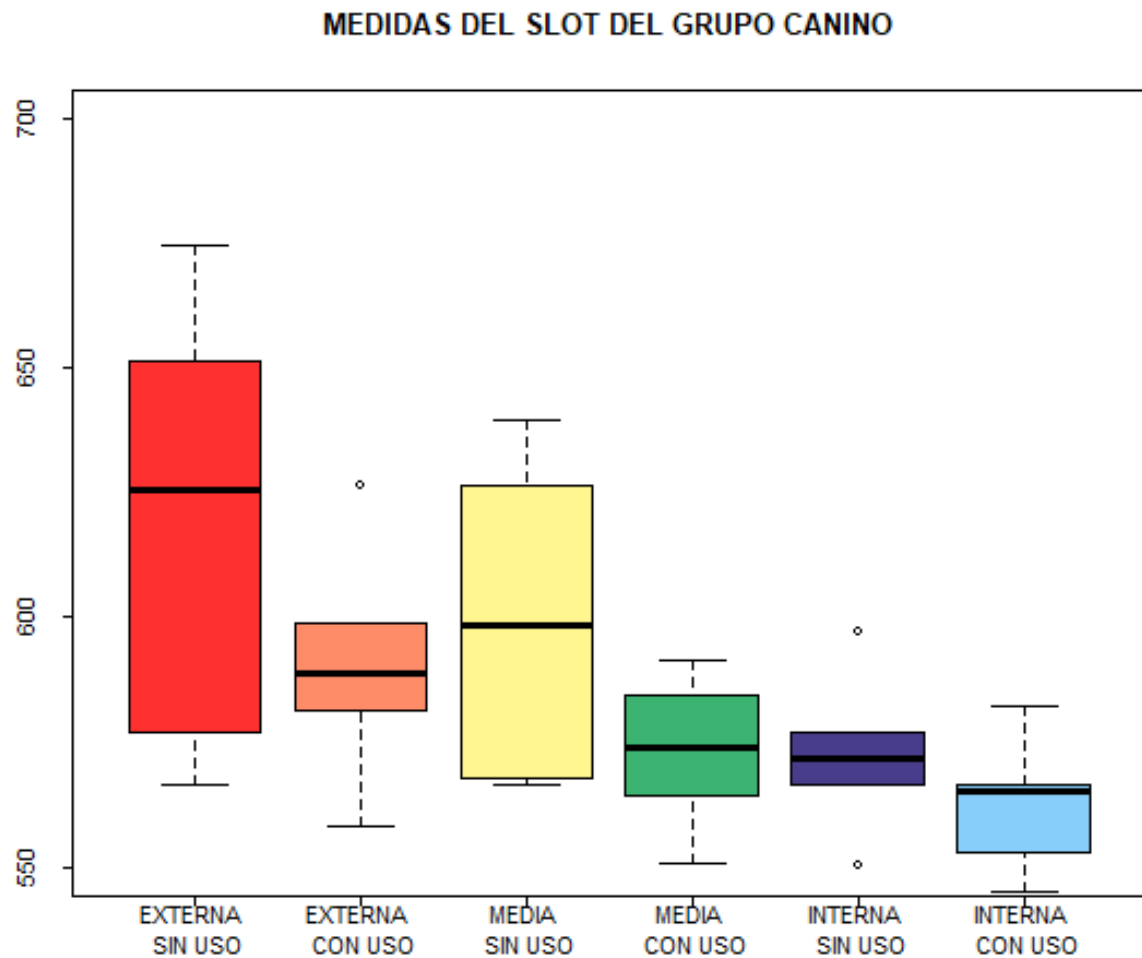


Grafico 13. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets del grupo canino con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Se analizó estadísticamente las medidas del slot del sector posterior de todos los brackets de la muestra como se observa en el grafico 14.

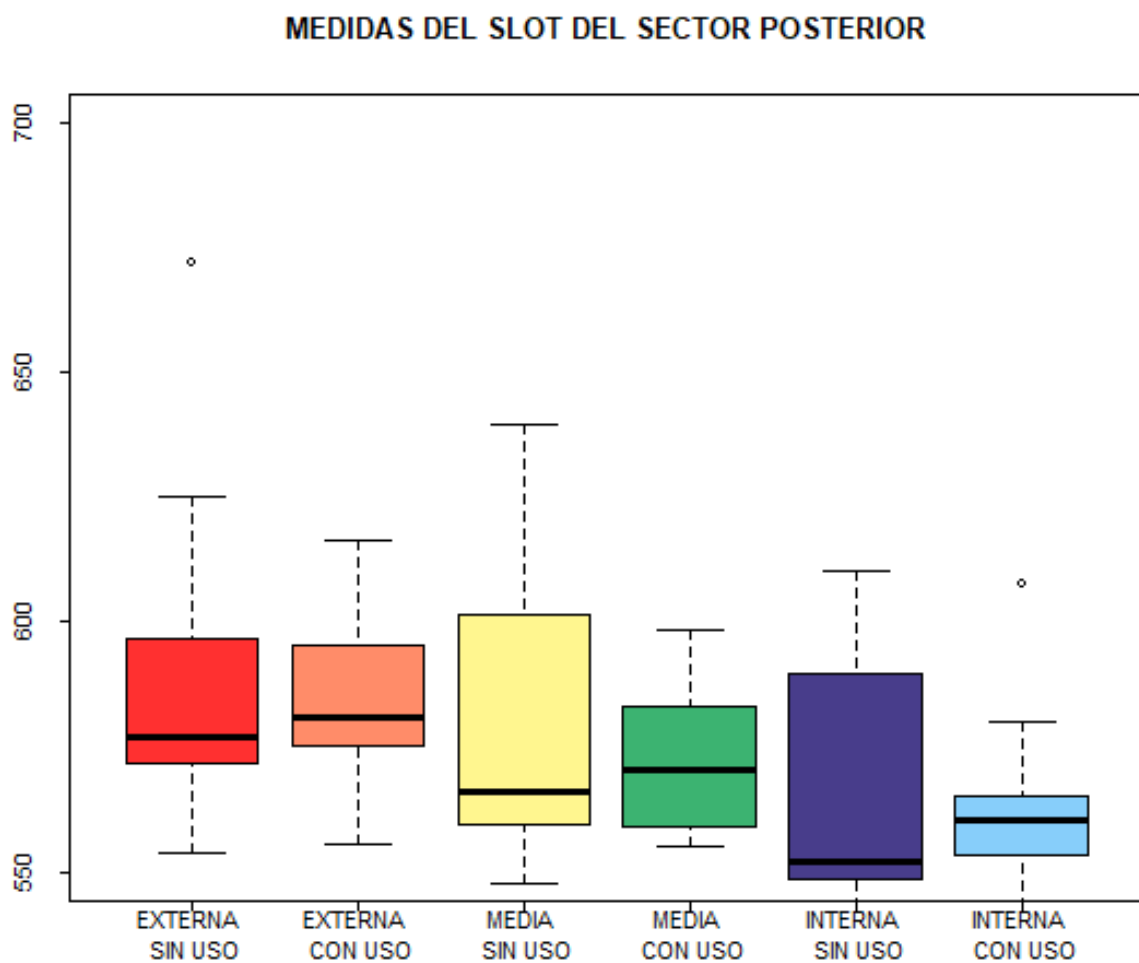


Grafico 14. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets del sector posterior con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Se analizó estadísticamente las medidas del slot de todos los brackets superiores de la muestra como se observa en el grafico 15.

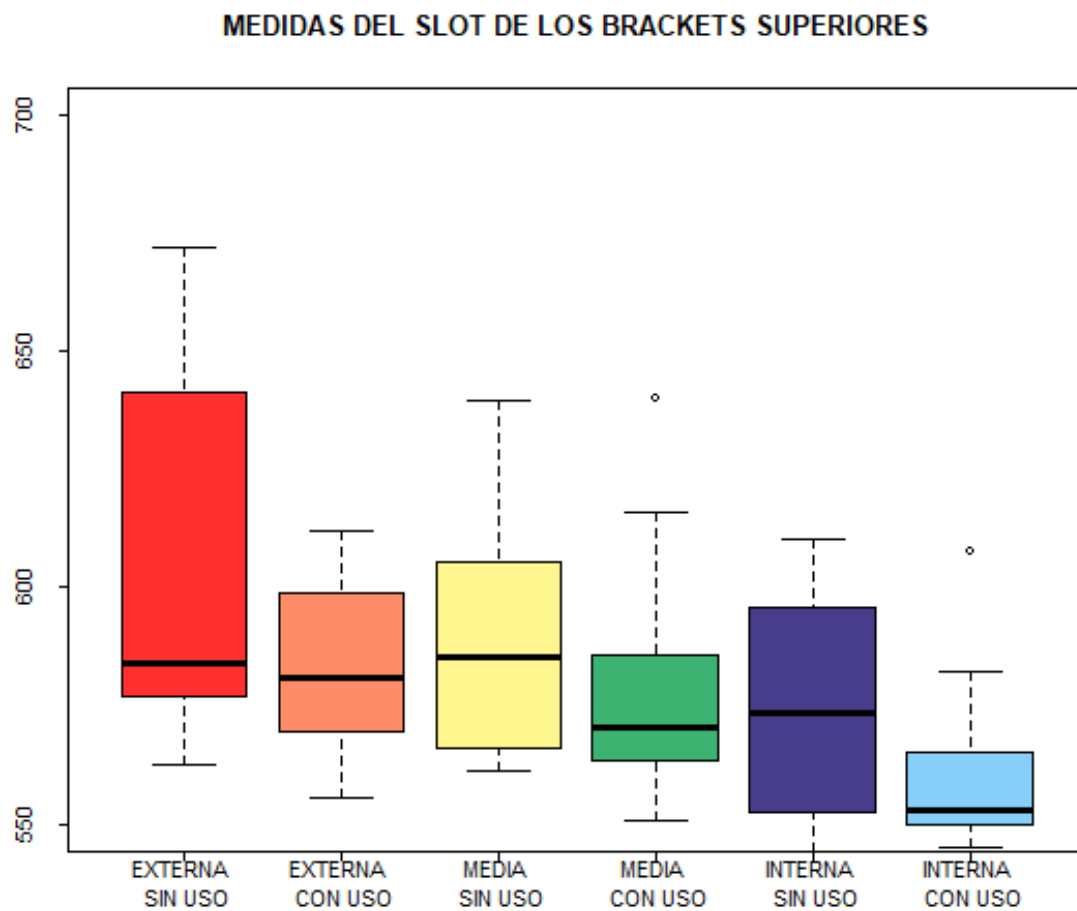


Grafico 15. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets superiores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Se analizó estadísticamente las medidas del slot de todos los brackets inferiores de la muestra como se observa en el grafico 16.

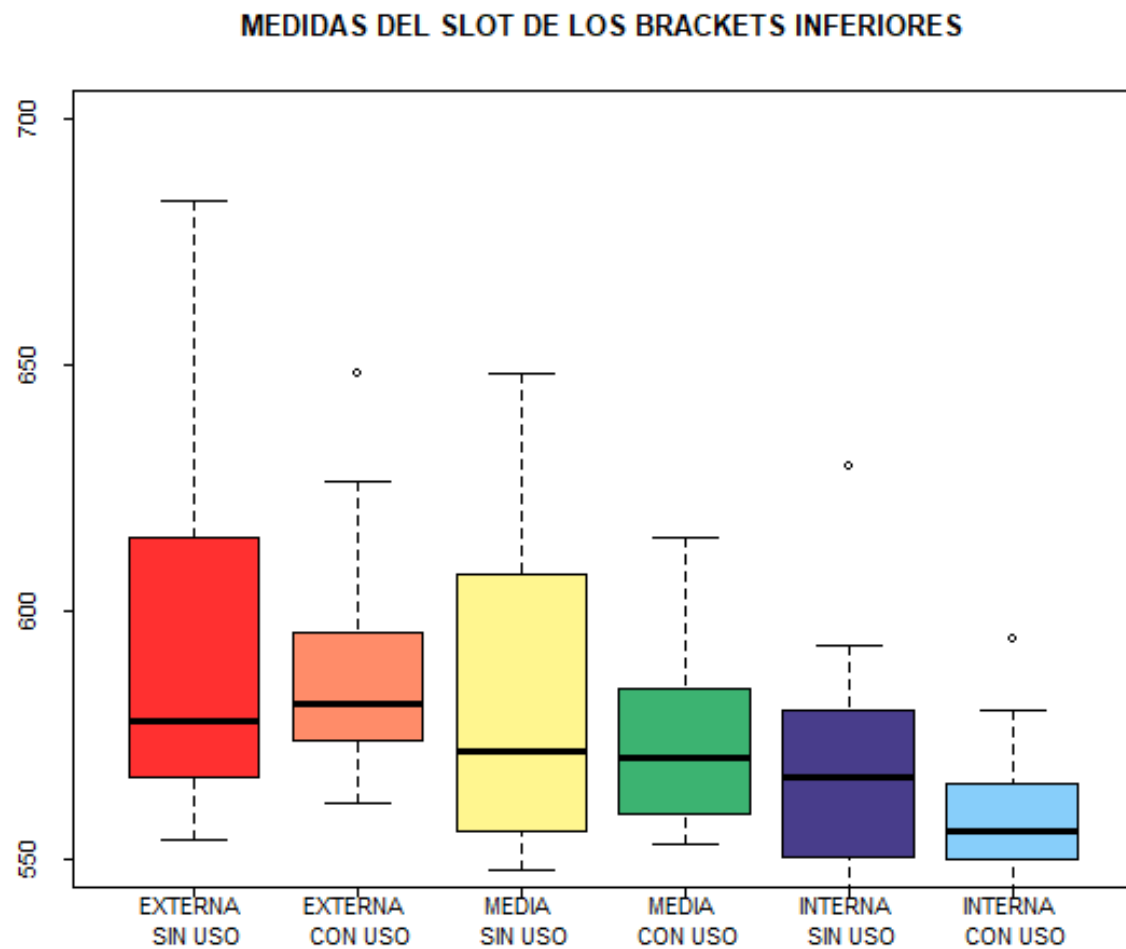


Grafico 16. Análisis comparativo de las medidas externas, medias e internas del slot de todos los brackets inferiores con uso y sin uso clínico. Fuente Secundaria.



Comparando las tres distancias del slot se encontraron diferencias significativas entre las distancias externa, media e interna, pudiendo concluir que la distancia externa es mayor a la media y ésta a su vez mayor a la interna. (Tabla 14)

	mediana (IQR)
EXTERNA	581.6 (574.0; 614.1)
MEDIA	571.9 (563.8; 597.0)
INTERNA	562.6 (550.4; 578.4)

Tabla 14. Comparación entre las tres medidas tomadas interna, media y externa de todos los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.

Externa vs media $p=0.038$

Externa vs interna $p<0.0001$

Media vs interna $p=0.001$

(p- valores calculados con la corrección de Bonferroni) (Grafico 17)

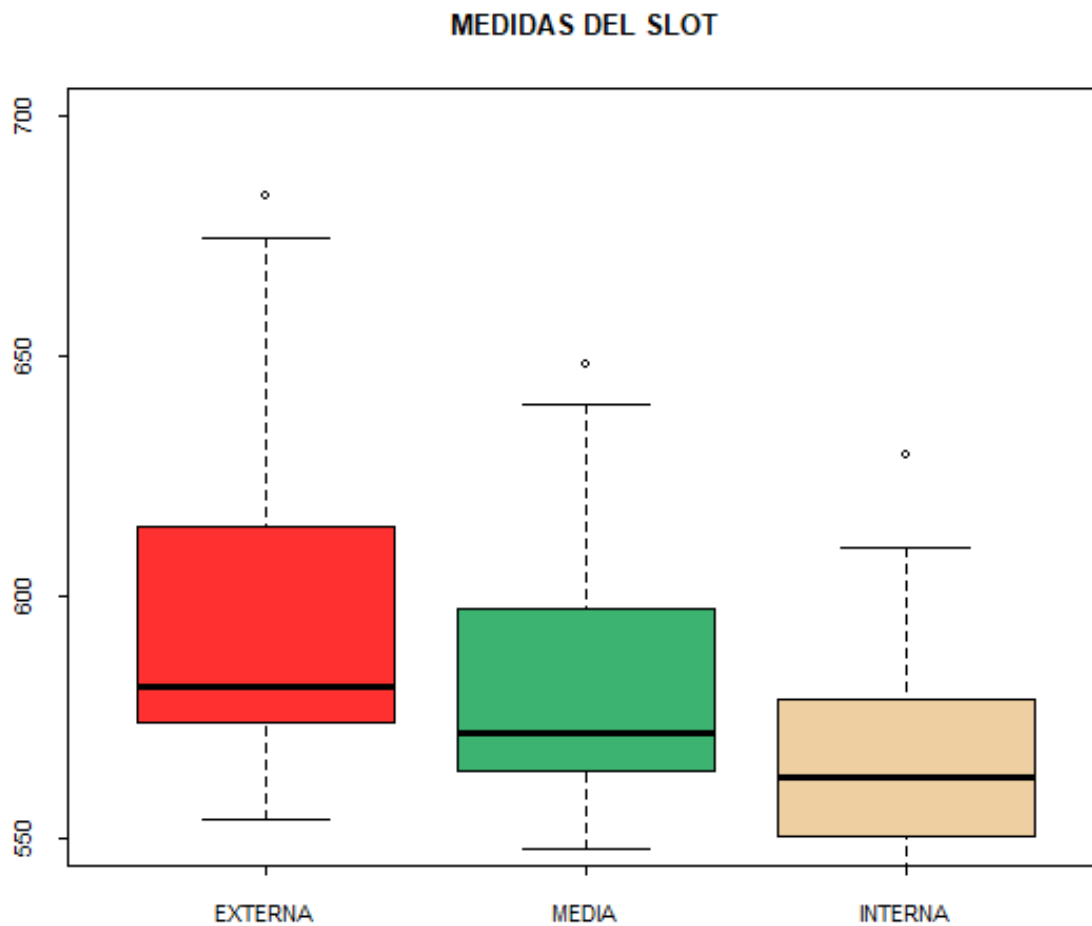


Grafico 17. Comparación de las medidas externa, media e interna de todos los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.



Por último, se promedió la distancia externa, media e interna del slot de todos los brackets analizados en la muestra como se observa en el grafico 18, 19 y 20.

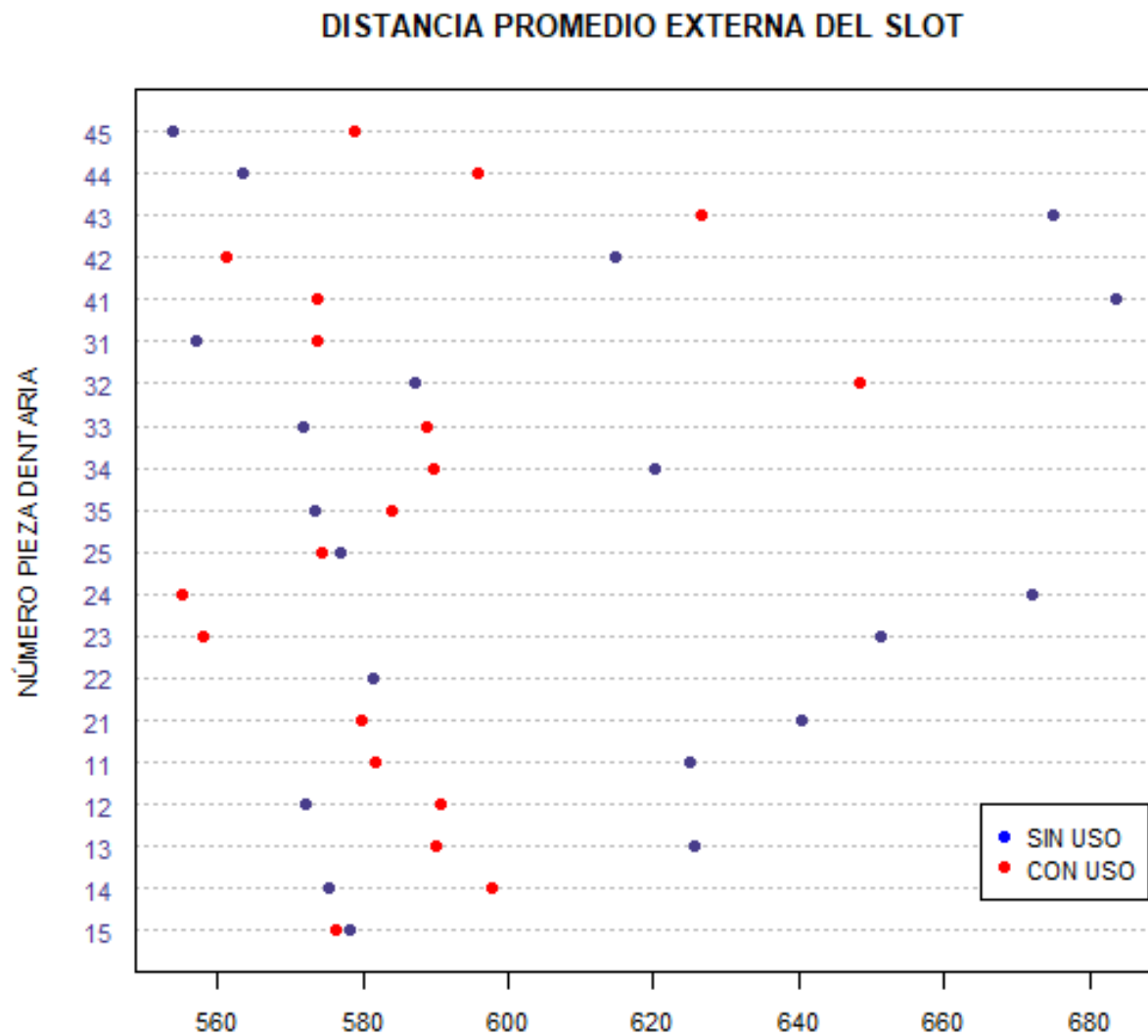


Grafico 18. Distancia promedio externa del slot de los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.

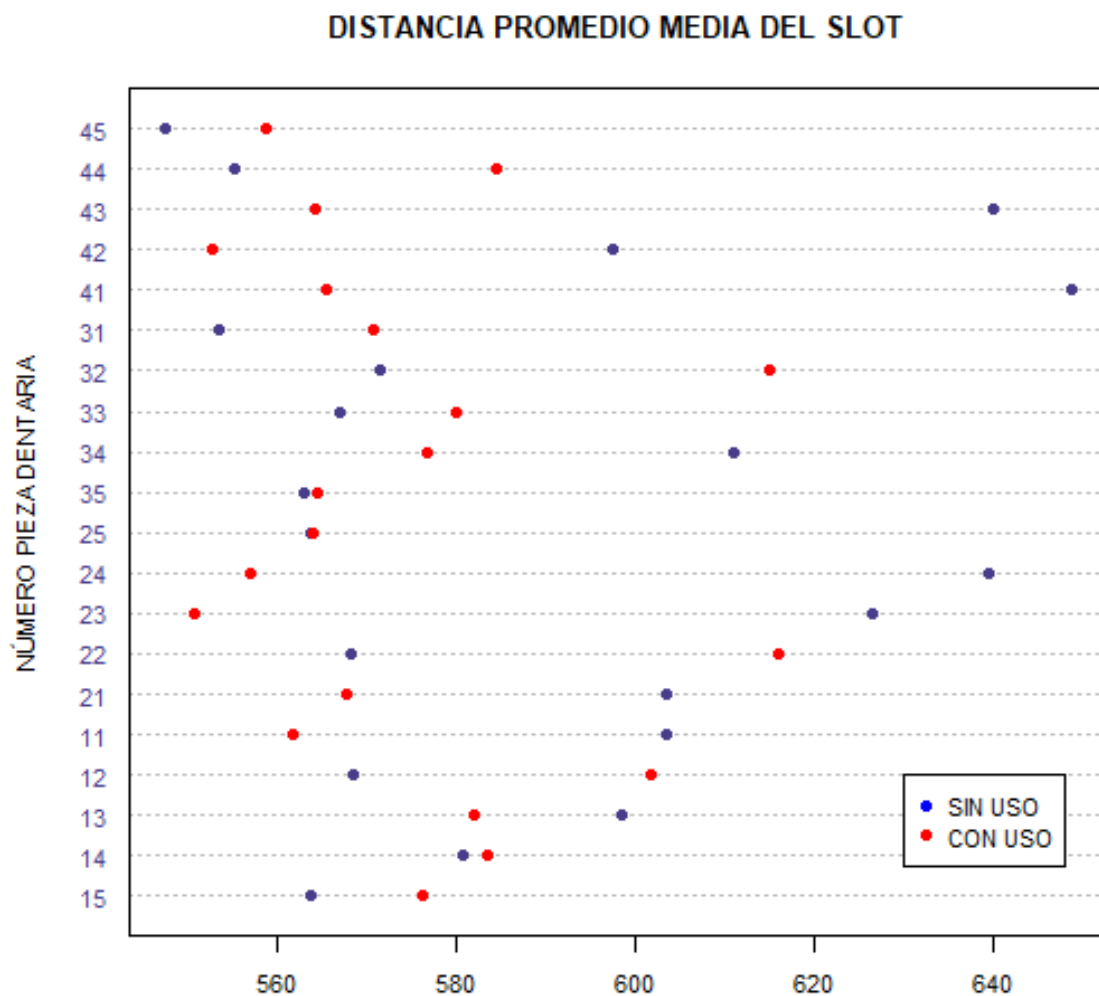


Grafico 19. Distancia promedio media del slot de los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.

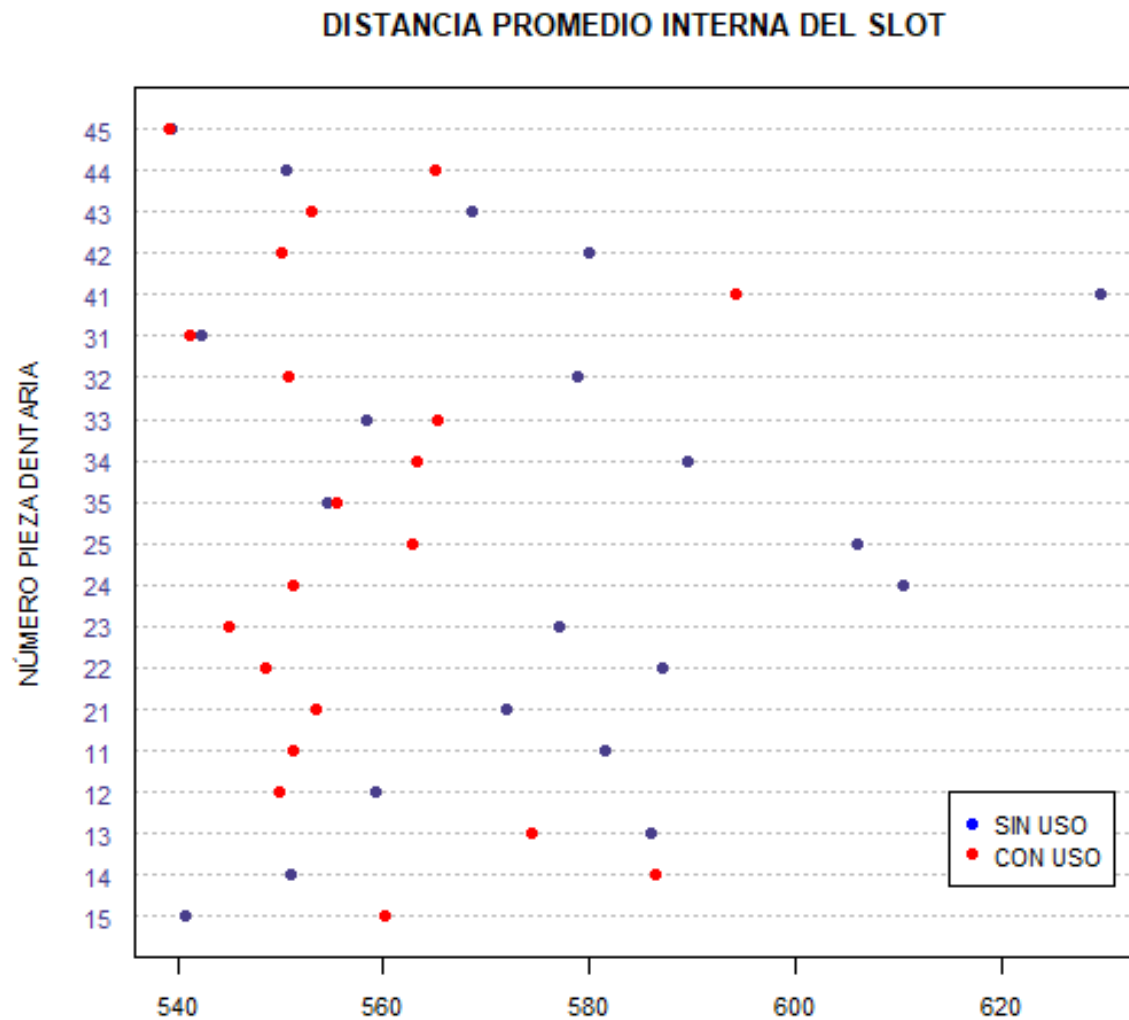



Grafico 20. Distancia promedio interna del slot de los brackets analizados en la muestra. Fuente Secundaria.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

DISCUSIÓN



Los brackets de zafiro son utilizados en la actualidad por sus ventajas estéticas respecto a otros brackets pero la presencia de microdefectos durante su fabricación pueden favorecer la propagación de líneas de fractura y fallas que comprometen la utilidad clínica en la expresión de la información en lo que respecta a torque, angulación e in - out que se requiere para la correcta ubicación de las piezas dentarias en los tres sentidos del espacio para el logro de un resultado de tratamiento exitoso.

Se conocen tres fenómenos mecánicos que causan la resistencia al deslizamiento de un bracket a lo largo de un arco: la fricción clásica (FR), el binding (BI) y el notching (NO).⁹⁵

Dentro de los factores que generan el fenómeno friccional mencionados en el presente trabajo, se toma en cuenta los materiales de las superficies que entran en contacto y la geometría del bracket, lo cual incluye la forma y textura de la ranura y el perímetro del bracket.

En relación a los materiales involucrados en el fenómeno de deslizamiento que se produce durante un tratamiento, la dureza es uno de los factores más importantes a considerar, ya que cuanto mayor es la diferencia de dureza entre dos superficies en deslizamiento mayor es la fuerza de fricción que se genera.

En la intimidad arco - bracket, los brackets de zafiro son más duros que el arco de acero y esta diferencia relativa de dureza entre los dos materiales involucrados implica el desarrollo de mayor fricción.^{52, 88, 89} Saunders y colaboradores²⁹ afirman que el zafiro, por ser un material más duro y rígido que los metales, desprende el material del metal cuando el arco de alambre entra a la ranura del bracket.



También afirman que el mecanismo que causa el incremento en la fricción es la generación de rasguños o la acción de rayado del bracket cerámico cuando tiene una textura rugosa, el cual remueve material del alambre.²⁹

En lo que respecta a la textura de la ranura del bracket, según varias investigaciones las superficies más rugosas generan más fricción. Fue demostrado en varios trabajos de investigación que los brackets cerámicos presentan mayor rugosidad superficial que los brackets metálicos con lo cual los primeros generan mayor fricción.^{6, 13, 62, 66, 67, 71}

La presencia de rugosidades y porosidades que comprometen la textura superficial de los slots o ranuras pueden ocasionar variaciones en la fuerza friccional generando un incremento de la misma.^{52, 85, 86} Es por esto que la superficie de la ranura debe ser lisa y pulida para prevenir el daño del alambre por lo cual en los brackets de zafiro se realiza un tratamiento térmico para promover una textura superficial lisa.

En cuanto a la geometría de los brackets, la presencia de esquinas redondeadas implica mayor concentración de esfuerzos y por tanto mayor fuerza normal incrementando la resistencia friccional.⁶³

Otra característica de importancia es la forma de la ranura y los bordes del bracket. Tanne y colaboradores⁶⁷ afirman que los bordes de los brackets cerámicos deben ser lisos y redondeados y no rectangulares y agudos, puesto que ello influye en la eficiencia del movimiento dentario.

Los brackets con bordes más agudos producen surcos o ranuras en el alambre que incrementan la resistencia friccional afirmando que los bordes agudos de los brackets cerámicos podrían hundirse dentro del material del alambre más blando e incrementar la fricción.^{9, 29}




En la observación al microscopio electrónico de barrido, los brackets no usados clínicamente mostraron en general una superficie porosa y patrones de defectos que se observan como muescas en la superficie del slot con una pérdida de solución de continuidad de la estructura con fractura y desprendimiento del material.

En cuanto a los brackets retirados luego de un tratamiento de ortodoncia finalizado, se observó el alto grado de daño en la superficie del slot o ranura con mayor rugosidad y microfracturas en las zonas de deslizamiento del arco de ortodoncia.

Como ha sido mencionado en algunas investigaciones, el desgaste por deslizamiento es caracterizado por rayones, muescas y descascaramiento de un material, cuando un material más duro es deslizado contra su superficie.^{65, 96}

En los brackets usados se encontraron algunos detritos depositados en el fondo de la ranura de acuerdo con la espectrometría realizada estos detritos no presentaron compuestos metálicos relacionados con el material del alambre de acero compatible con un arco de ortodoncia.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE ODONTOLOGIA
ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

CONCLUSIONES



Se observó una diferencia estadísticamente significativa entre las distancias externas, media e internas de todos los brackets. Siendo mayor la distancia externa que la distancia media e interna del slot, así mismo, la distancia media mayor que la interna.

No se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las distancias externas y medias del slot entre los brackets con y sin uso clínico.

Se observó diferencia estadísticamente significativa en la distancia interna entre los brackets sin uso y con uso clínico.

Los brackets de zafiro no utilizados clínicamente presentaron porosidades en la superficie del slot o ranura y defectos en su estructura en forma de grietas, rajaduras y falta de continuidad en su superficie.

En cuanto a los brackets observados luego de ser utilizados al finalizar un tratamiento de ortodoncia y retirados se observó un mayor aumento de defectos de superficie y acumulación de detritos en pared del fondo del slot.

En la medición interna de la ranura algunos brackets mantuvieron su estructura al inicio y finalización de su utilización clínica y otros presentaron una diferenciación en la medida inicial del grupo control que lleva a determinar un desgaste del ángulo interno del slot producto del deslizamiento del alambre durante el uso clínico.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA

FACULTAD DE ODONTOLOGIA

ESPECIALIDAD DE ORTODONCIA

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS



1. Canut Brusola JA. Ortodoncia Clínica y Terapéutica. 2da edición. Barcelona: Masson; 2000.
2. Gill DS., Naiani FB. Ortodoncia Principios y Práctica. 1ª Edición. México: Manual Moderno; 2013.
3. Krishnan V, Davidovitch Z. Cellular, molecular, and tissue - level reactions to orthodontic force. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 129(4): 1- 32.
4. Henneman S, Von den Hoff JW, Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement. Eur J Orthod. 2008; 30(3): 299 – 306.
5. Garlet TP, Coelho U, Repeke CE, Silva JS, Cunha F, Garlet GP. Differential expression of osteoblast and osteoclast chemmoatractants in compression and tension sides during orthodontic movement. Cytokine 2008; 42(3): 330 – 5.
6. Macchi RL. Materiales Dentales. 4ª edición. Buenos Aires: Ed. Medica Panamericana; 2007.
7. Uribe G. Concepto y Aplicación de momento de torsión o torque en ortodoncia entendiendo y aplicando el torque diferencial. Ed CIB; 2007. 1-6 p.
8. Uribe G. Ortodoncia Teoría y Clínica. Ed CIB; 2004. 165- 267 p.



9. Erazo Baez A. Estudio comparativo analítico in vitro del torque diferencial entre 5 marcas de brackets de incisivos centrales superiores con slot de 0.018" y 0.022". incorporando alambre de acero 0.017" x 0.025" y 0.021" x 0.025" respectivamente. (tesis doctoral). San Francisco de Quito: Universidad San Francisco de Quito; 2009.
10. Canut J. Panorama de la ortodoncia. Biografía singular del Bracket ideal. Rev. Esp Ortod. 1999; 29: 149- 151.
11. Echarri P. Tratamiento Ortodóncico con Extracciones. Madrid: Ripano; 2010.
12. Fidalgo TK, Pithon MM, Maciel JV, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva- an in vitro evaluation. Journal of applied oral science. Revista fob.2011; 19(1): 57-62.
13. Pontes LF, Cecim RL, Machado SM, Normando D. Tooth angulation and dental arch perimeter-the effect of orthodontic bracket prescription. Eur J Orthod. 2015; 37(4): 435-9.
14. Nanda R. Biomechanica en Ortodoncia Clínica. 1a Edicion. Buenos Aires: Ed Medica Panamericana; 1998.
15. Gregoret J, Tuber E, Escobar H. El Tratamiento Ortodóncico con Arco Recto. Madrid: NM Ediciones; 2003.



16. McLaughlin R, Bennett J, Trevisi H. Mecánica Sistemizada del Tratamiento Ortodóncico. 1a edición. Madrid: Elsevier; 2002.
17. Rickkets RM, Bench RW, Gugino CF, Hilguers JI, Schulhof RJ. Técnica Bioprogresiva de Ricketts. Buenos Aires: Ed. Medica Panamericana; 1983.
18. Álvarez AT. Biomecánica ¿estás ahí. Argentina: Providence; 2011.
19. Jair Lazarin SE. Tratamientos estéticos. Todo lo que he aprendido sobre brackets cerámicos. Orthodontics News. (Revista on-line) 2013 julio- septiembre; 3Q (D-I). Recuperado a partir de:
<https://multimedia.3m.com/mws/media/901388O/orthodontic-news-3q-2013.pdf?fn=Orthodontic%20News%203Q%202013.pdf>
20. Derek M. De Angle a Damon un siglo de Historia. Rev. Latinoamericana Ortodoncia y odontopediatria. [Revista on-line] 2009. (citado 26 de Octubre de 2017). Recuperado a partir de: http://www.ortodoncia.ws/publicaciones/2007/como_fuimos.asp.
21. Mc Laughlin R, Bennett J.C. The transition from estándar edgewise to preadjusted appliance systems. J Clin Orthod. 1989; 23(3):142-53.
22. Graber TM, Vanarsdall RL. Ortodoncia Principios Generales y Técnicas. Madrid: Ed. Medica Panamericana; 2003. 625-694 p.



23. Neuppmann Feres MF, Tonani Mazzeiro E, Landre JJ. Estudo comparativo de diferentes prescrições de braquetes pré-ajustados em modelos virtuais pelo Método de Elementos Finitos. Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial. 2009; 14(4): 53- 65.
24. Andrews LF. The straight-wire appliance. Br J Orthod. 1979; 6(3):125-43.
25. McLaughlin RP, Bennett JC. Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics: A 40-year perspective. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2015; 147(6): 654-62.
26. Jain M, Varghese J, Mascarenhas R, Mogra S, Shetty S, Dhakar N. Assessment of clinical outcomes of Roth and MBT bracket prescription using the American Board of Orthodontics Objective Grading System. Contemp Clin Dent. 2013; 4(3):307-12.
27. Moesi B, Dyer F, Benson PE. Roth versus MBT: does bracket prescription have an effect on the subjective outcome of pre-adjusted edgewise treatment?. Eur J Orthod. 2013; 35(2):236-43.
28. Lugo Ancona MA, Ruiz Diaz R, Marichi Rodriguez F, Padilla Olvera S. Variacion en el tamaño de la ranura de brackets de autoligado. Rev Mexicana de Ortodoncia. 2015; 3(4): 224-227.
29. Kancab Diaz RC, Ruiz Diaz R, Ruiz Botello G, Padilla Olvera S. Tolerancia en la ranura de brackets .022” x .025” de tres casas comerciales usados en el postgrado de ortodoncia de la UNAM. Rev. Mexicana de Ortodoncia. 2014; 2(3):192-195.



30. Gioka C, Eliades T. Materials-induced variation in the torque expression of preadjusted appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004; 125 (3): 323-8.
31. Talapaneni AK1, Supraja G, Prasad M, Kommi PB. Comparison of sagittal and vertical dental changes during first phase of orthodontic treatment with MBT vs ROTH prescription. *Indian J Dent Res*. 2012; 23(2):182-6.
32. Preston CB, Kozlowski J, Evans B. Adaptation of the bioprogressive philosophy to use brackets with .022' slots. *Seminars in orthodontics*. 1998; 4(4):238-45.
33. Epstein MB, Epstein JZ. Benefits and rationale of differential bracket slot sizes: the use of 0.018-inch and 0.022-inch slot sizes within a single bracket system. *Angle orthod*. 2002; 72(1): 1-2.
34. Kapur-Wadhwa R. Physical and mechanical properties affecting torque control. *J Clin Orthod*. 2004; 38(6): 335-40.
35. Owen AH. Torque in the base versus torque in the face. *J Clin Orthod*. 1991; 25 (10): 608-610.
36. Siatkowski RE. Loss of anterior torque control due to variations in bracket slot and archwire dimensions. *J Clin Orthod*. 1999; 33(9): 508-510.



37. Archambault A, Lacoursiere R, Badawi H, Major PW, Carey J, Flores- Mir C. Torque expression in Stainless Steel Orthodontic Brackets. *Angle Orthod.* 2010; 80 (1): 201-210.
38. Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod.* 1999; 69(1): 71-80.
39. Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets-are standards as expected? *Angle Orthod.* 2004; 74(4): 450-453.
40. Castro RM, Neto PS, Horta MC, Pithon MM, Oliveira DD. Comparison of static friction with self-ligating, modified slot design and conventional brackets. *J Appl Oral Sci.* 2013; 21(4): 314-9.
41. Fidalgo TK, Pithon MM, Maciel JV, Bolognese AM. Friction between different wire bracket combinations in artificial saliva – an in vitro evaluation. *J Appl Oral Sci.* 2011; 19(1):57-62.
42. Rossouw PE. Friction: an overview. *Semin Orthod.* 2003; 9(4): 218-22.
43. Smart FM. Kinetic friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2004; 125(2):17A.



44. Yanase Y, Ioi H, Uehara M, Hara A, Nakata S, Nakasima A, et al. Comparison of the kinetic frictional force between conventional plastic brackets with thermoplastic low-friction module ligation and self-ligating brackets. *World J Orthod.* 2009; 10(3):220-3.
45. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(4): 442-7.
46. Loh KW. Rapid tooth movement with a low-force, low-friction bracket system. *J Clin Orthod.* 2007; 41(8):451-7.
47. Ogura M, Yamagata K, Kubota S, Kim JH, Kuroe K, Ito G. Comparison of tooth movements using Friction-Free and preadjusted edgewise bracket systems. *J Clin Orthod.* 1996; 30(6): 325-30.
48. Natt AS, Sekhon AK, Munjal S, Duggal R, Holla A, Gupta P, et al. A comparative evaluation of static frictional resistance using various methods of ligation at different time intervals: an in vitro study. *Int J Dent.* 2015:407361.
49. Choi S, Hwang EY, Park HK, Park YG. Correlation between frictional force and surface roughness of orthodontic archwires. *Scanning.* 2015; 37(6): 399-405.
50. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990; 98(6): 499-506.



51. Rendón Arias L , Cano Correa G A, Peláez Vargas A, Jaramillo Vallejo PM, García García C, Montoya Góez Y. Evaluación in vitro de la resistencia friccional entre brackets cerámicos y arcos de acero inoxidable con y sin recubrimiento vítreo aplicado por el metodo sol-gel / in vitro evaluation of frictional resistance between ceramic brackets and orthodontic steel arches with and without glass coatings applied by sol-gel method. Rev Fac Odontol Univ Antioq. 2008; 20(1): 58-71.
52. Tanne K, Matsubara S, Hotei Y, Sakuda M, Yoshida M. Frictional forces and surface topography of a new ceramic bracket. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1994; 106(3): 273-278.
53. Bednar JR, Gruendeman GW, Sandwich JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1991; 100(6): 513-522.
54. Griffiths HS, Sherriff M, Ireland AJ. Resistance to sliding with 3 types of elastomeric modules. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005; 127(6): 670-5.
55. Hain M, Dhopatkar A, Rock P. A comparison of different ligation methods on friction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006; 130(5): 666-70.
56. Miles PG. SmartClip versus conventional twin brackets for initial alignment: is there a difference?. Aust Orthod J. 2005; 21(2):123-7.



57. Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod*. 1992; 26(7): 425-432.
58. Redlich M, Mayer Y, Harari D, Lewinstein I. In vitro study of frictional forces during sliding mechanics of "reduced friction" brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003; 124(1): 69-73.
59. Thomas S, Sherriff M, Birnie D. A comparative in vitro study of the frictional characteristics of two types of self-ligating brackets and two types of pre-adjusted edgewise brackets tied with elastomeric ligatures. *Eur J Orthod* 1998; 20(5): 589-596.
60. Alió-Sanz JJ, Claros-Stucchi M, Albaladejo A, Iglesias-Conde C, Alvarado-Lorenzo A. In vitro comparative study on the friction of stainless steel wires with and without Orthospeed (JAL 90458) on an inclined plane. *J Clin Exp Dent*. 2016; 8(2):141-145.
61. Kusy R.P., Whitley J.Q. Resistance to sliding of orthodontic appliances in the dry and wet states: Influence of archwire alloy, interbracket distance, and bracket engagement. *J. Biomed Mater Res*. 2000; 52(4): 797–811.
62. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire–bracket configurations and materials. *Semin Orthod*. 1997; 3(3): 166–177.



63. Stannard JG, Gau JM, Hanna MA. Comparative friction of orthodontic wires under dry and wet conditions. *Am J Orthod*. 1986; 89(6): 485-491.
64. Baker KL, Nieberg LG, Weimer AD, Hanna M. Frictional changes in force values caused by saliva substitution. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1987; 91(4): 316-320.
65. Thorstenson GA, Kusy RP. Comparison of resistance to sliding between different self-ligating brackets with second order angulation in the dry and saliva states. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2002; 121(5): 472–482.
66. Mendes BA, Ferreira RA, Pithon MM, Horta MCR, Oliveira DD. Physical and chemical properties of orthodontic brackets after 12 and 24 months: in situ study. *J Appl Oral Sci. Revista fob*. 2011;19(1):194-203.
67. Dridi A, Bensalah W, Mezlini S, Tobji S, Zidi M. Influence of bio-lubricants on the orthodontic friction. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016; 60:1-7.
68. Volchansky A, Cleaton-Jones P. Variations in oral temperature. *J Oral Rehabil*. 1994; 21(5): 605-11.
69. Airolidi G, Riva G, Vanelli M, Filippi V, Garattini G. Oral environment temperature changes induced by cold/hot liquid intake. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997; 112(1): 58-63.



70. Moore RJ, Watts JT, Hood JA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod*. 1999; 21(3): 249-61.
71. Kannan MS, Murali RV, Kishorekumar S, Gnanashanmugam K, Jayanth V. Comparison of frictional resistance of esthetic and semi-esthetic self-ligating brackets. *J Pharm Bioallied Sci*. 2015; 7(1):116-20.
72. Saunders CR, Kusy RP. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994;106(1): 76-87.
73. Angolkar PV, Kapila S, Duncanson MG, Nanda RS. Evaluation of friction between ceramic brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98(6): 499-506.
74. Kusy RP, Whitley JQ. Coefficients of friction for arch wires in stainless steel and polycrystalline alumina bracket slots: I. The dry state. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990; 98(4): 300-312.
75. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod*. 1997; 3(3): 166-177.
76. Bobadilla Gaviria M R., Montoya Goéz Y. Medición in vitro de la fuerza de fricción en duplas arco-bracket con angulación. *Rev Ing Biomed*. 2008; 2(3).



77. Bazakidou E, Nanda R, Duncanson M, Sinha P. Evaluation of frictional resistance in esthetic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997; 112(2):138-44.
78. Cacciafesta V, Sfondrini M, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of conventional and metal-insert ceramic brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003; 124 (4):403-9.
79. Saunders C, Kusy P. Surface topography and frictional characteristics of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994; 106(1):76-87.
80. Dickson J, Jones S. Frictional characteristics of a modified ceramic bracket. *J Clin Orthod.* 1996; 30(9): 516-518.
81. Bordeaux JM, Moore RN, Bagby MD. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994; 105(6): 552-560.
82. Omana HM, Moore RN, Bagby MD. Frictional properties of metal and ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1992; 26(7):425-432.
83. Kusy RP, Whitley JQ. Frictional resistances of metal-lined ceramic brackets versus conventional stainless steel brackets and development of 3-D friction maps. *Angle Orthod.* 2001; 71(5): 364-374.



84. Moeller T. Química Inorgánica. Barcelona: Ed Reverté SA; 1994.
85. Viazis AD. Atlas de ortodoncia. Principios y Aplicaciones Clínicas. Madrid: Ed. Medica Panamericana; 2003.
86. Wagner N, Wyllie B, Thorstenson G. Clarity™ ADVANCED Ceramic Brackets A Technical Perspective. Orthodontic Perspectives. (Revista on-line). septiembre 2011; XVIII: 6-8. Recuperado a partir de:
<http://www.3msalud.cl/ortodoncia/files/2013/03/Clarity%C3%A2%E2%80%9E%C2%A2-Advanced-Ceremic-Brackets-A-Technical-Perspective.pdf>.
87. American Orthodontics.
88. Pellerin P. Welcoming a New Addition to the Clarity™ Brand Family of Aesthetic Brackets. Orthodontic Perspectives. (Revista on-line); Septiembre 2011; XVIII (2): 3-5. Recuperado a partir de:
<http://www.3msalud.cl/ortodoncia/files/2013/03/Welcoming-a-New-Addition-to-the-Clarity%C3%A2%E2%80%9E%C2%A2-Brand-Family-of-Aesthetic-Brackets.pdf>.
89. Tanne K, Matsubara S, Shibaguchi T, Sakuda M. Wire friction from ceramic brackets during simulated canine retraction. Angle Orthod. 1991; 61(4): 285-90.



90. Matsui S, Umezaki E, Komazawa D, Otsuka Y, Suda N. Evaluation of mechanical properties of esthetic brackets. J Dent Biomech. 2015; 26 6:175873601557440.
91. Karamouzos A, Athanasios AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997; 112(1): 34-40.
92. Sadique SE, Ramakrishna S, Batchelor AW, Bing CH. In vitro frictional behavior and wear patterns between contemporary and aesthetic composite orthodontic brackets and archwires. Wear. 2006; 261(10): 1121-1139.
93. Zufall SW, Kusy RP. Sliding mechanics of coated composite wires and the development of an engineering model for binding. Angle Orthod. 2000; 70(1): 71-80.
94. Servicio de microscopía electrónica de barrido y microanálisis LIMF. Departamento de Mecánica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de La Plata.
95. Articulo LC, Kusy K, Saunders CR, Kusy RP. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. Eur J Orthod. 2000; 22(4): 409-425.
96. Vale F, Maló L, Caramelo F, Ramos J, Cavaleiro J. Dynamic behavior and Surface characteristics of conventional and self- ligating brackets. Rev. Port. Estomatol. Med. Dent. Cir. Maxilofac. 2016; 57(1): 1-8.